

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

Máster Oficial en Ciencias Odontológicas

Departamento de Estomatología I



**ESTUDIO DE SUSTRATOS Y ÁNGULO DE CONO
EN DOBLES CORONAS ELABORADAS
MEDIANTE CAD/CAM EN PRÓTESIS FIJA
IMPLANTOSOPORTADA**

Estudio in vitro

Sandra González Rodríguez

TUTOR

Prof. Dr. Jaime del Río Highsmith

ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN.....	6
1.1	PRÓTESIS FIJA IMPLANTOSOPORTADA.....	6
1.2	DOBLES CORONAS.....	10
1.3	TÉCNICAS DE LABORATORIO.....	14
1.3.1	Electrodeposición.....	14
1.3.2	Colado.....	16
1.3.3	CAD/CAM.....	16
1.4	SUSTRATOS.....	17
2.	JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....	19
3.	HIPÓTESIS DE TRABAJO.....	21
4.	MATERIAL Y MÉTODOS.....	22
4.1	FABRICACIÓN DEL SOPORTE.....	22
4.2	DISEÑO DE LAS PROBETAS.....	25
4.2.1.	Diseño del pilar cónico.....	25
4.2.2	Diseño de la cofia.....	30
4.3.	ESTRATEGIA DE FRESADO.....	35
4.3.1.	CAM pilares.....	36
4.3.2.	CAM cofias.....	41
4.4	MECANIZADO DE LAS ESTRUCTURAS.....	44
4.5	ELECCIÓN DE SUSTRATOS.....	47
4.6.	MEDICIÓN DE LA FUERZA DE RETENCIÓN.....	49
4.7.	ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	53
5.	RESULTADOS.....	55
5.1.	FUERZA DE RETENCIÓN EN FUNCIÓN DEL ÁNGULO DE CONO.....	55
5.2	COMPARACIÓN DE LOS DIFERENTES SUSTRATOS.....	82

5.3. MODELOS DE PREDICCIÓN PROMEDIO.....	85
5.3.1. Modelo de predicción de la fuerza de retención.....	86
5.3.2. Modelo de predicción del ángulo de cono.....	92
6. DISCUSIÓN.....	98
6.1. INFLUENCIA DEL ÁNGULO DE CONO EN LA FUERZA DE RETENCIÓN.....	99
6.2. MODELOS PREDICTIVOS PROMEDIO.....	103
6.3. PROPOSICIÓN DEL ÁNGULO DE CONO PARA PRÓTESIS FIJA IMPLANTOSOPORTADA.....	105
6.4. LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN.....	107
7. CONCLUSIONES.....	109
8. BIBLIOGRAFÍA.....	110

AGRADECIMIENTOS

Al Profesor Dr. Jaime del Río Highsmith, por su implicación y apoyo constante en esta investigación.

Al Profesor Dr. José Luis Antonaya Martín, por permitirme participar en esta Línea de Investigación, por su colaboración y ayuda incondicional.

A Santiago Cano del Centro de Cálculo de la UCM, a quien debo su cooperación en la elaboración de la parte estadística.

Al Dr, Alberto Cervera Sabater, presidente de Euroortodoncia S.L. por su disposición y colaboración en el ensayo con la máquina tipo Instrom.

1. INTRODUCCIÓN

Actualmente, la Implantología se ha convertido en parte vital del tratamiento protésico para los pacientes parcial y totalmente desdentados. Se ha demostrado ampliamente la efectividad y predictibilidad del tratamiento con implantes en nuestros pacientes. Para ello, se debe realizar una exhaustiva y correcta planificación de cada caso y así elegir correctamente el tipo de rehabilitación que se va a llevar a cabo.

Se debe recordar y reivindicar la importancia de la rehabilitación protésica en implantes y no solo del acto quirúrgico, ya que de ella depende en gran parte el éxito funcional, temporal y estético de nuestro tratamiento.¹⁻⁷

Podemos clasificar la prótesis sobre implantes en implantosoportada e implantorretenida. La prótesis implantosoportada, a su vez, se puede dividir en fija o removible. Nos centraremos para esta investigación en la prótesis fija implantosoportada.⁸⁻¹⁰

1.1 PRÓTESIS FIJA IMPLANTOSOPORTADA

En la práctica habitual del odontólogo se realizan, principalmente dos tipos de restauraciones de este tipo: cementada o atornillada.

La elección de una prótesis cementada o atornillada sobre implantes requiere de una decisión exhaustiva y compleja, valorando los diferentes parámetros o factores que influyen a la hora de la selección. Los más relevantes son:¹¹⁻¹⁸

1. Facilidad de fabricación y coste.:

La fabricación de una prótesis cementada es más simple y rápida gracias al empleo de técnicas protésicas, materiales y métodos clásicos de laboratorio. La confección de una prótesis atornillada requiere un mayor entrenamiento y conocimiento, por lo que aumenta su coste.

2. Pasividad de la estructura.

El ajuste pasivo se define como la máxima congruencia entre pilar protésico y la supraestructura.

Las complicaciones que pueden aparecer por no tener buen ajuste pasivo pueden agruparse en dos grupos:

- Complicaciones biológicas: aumento de la transferencia de la carga al hueso, pérdida de hueso y proliferación de microflora en el gap existente entre implante y pilar.
- Complicaciones protésicas: pérdida o fractura del tornillo de conexión o/ y pilar, fractura de implante, movilidad del implante y desinserción de la prótesis.

Con las prótesis cementadas se permiten mayores desajustes de las estructuras. La pasividad, en este tipo de prótesis, se debe al espacio que ocupa el cemento, que al funcionar como medio de relleno transfiere uniformemente las cargas al conjunto implante-prótesis-hueso y disminuye la tensión sobre el sistema, permitiendo compensar las pequeñas discrepancias en el ajuste de las restauraciones sobre los pilares, lo cual contribuye a su vez, a paliar los desajustes.¹⁴

La obtención de un ajuste pasivo resulta difícil en el caso de prótesis atornilladas, sobre todo cuando se trata de restauraciones múltiples. La compensación de los errores de ajuste no es viable en este tipo de restauraciones, donde incluso mínimas diferencias dimensionales crean cargas localizadas y concentraciones de tensión en sentido apical de la supraestructura, que favorecen la existencia de fuerzas de cizalla hacia coronal.¹⁵

3. Retención.

En el caso de las rehabilitaciones protésicas atornilladas, la retención se produce por los tornillos de conexión, que conectan el implante al pilar y el pilar con la prótesis. Es importante que el torque que se aplica al tornillo de fijación siga las instrucciones del fabricante para evitar complicaciones.

En las rehabilitaciones cementadas, la retención se consigue en gran medida con el agente cementante. Sin embargo, pese a la similitud asumida entre la cementación sobre dientes y la cementación sobre implantes, en situaciones en las que exista un espacio protésico mínimo (4-5mm) no es posible obtener una correcta retención mediante cementado de la supraestructura y se requiere de una rehabilitación atornillada.

4. Estética.

Las restauraciones atornilladas presentan una chimenea de acceso al tornillo en su cara palatina/lingual u oclusal que conlleva un compromiso estético. La incorporación de resinas compuestas opacas permiten disimular el color grisáceo del acceso oclusal y así mejorar la estética.

Obviamente, estos problemas no existen en las prótesis cementadas. Al carecer de las chimeneas de acceso al tornillo, facilitan un resultado más estético y una morfología oclusal correcta y adecuada.

5. Estabilidad oclusal.

En las prótesis cementadas se consigue una gran estabilidad oclusal porque la superficie masticatoria de las piezas posteriores de la supraestructura reproduce la anatomía dentaria.

En el caso de las prótesis atornilladas, la presencia de la chimenea puede interferir en la estabilidad oclusal, principalmente en los sectores posteriores, al situarse en las fosas centrales para favorecer la presencia de cargas axiales.

6. Carga axial.

Los autores indican que la dirección ideal de la carga oclusal de la prótesis sobre implantes debe ser axial al cuerpo del implante.

Las prótesis cementadas permiten una mejor distribución de las cargas axiales reduciendo así las fuerzas que actúan sobre la cresta ósea, al no presentar en su superficie oclusal una chimenea de acceso.

En el caso de las prótesis atornilladas, el espacio ocupado en la superficie oclusal por la chimenea dificulta la estabilidad oclusal y la distribución de fuerzas axiales, ya que solamente dos tercios de la cara oclusal están en la región funcional.

7. Discrepancia marginal.

Las prótesis atornilladas han exhibido menor desajuste marginal que las restauraciones cementadas. Pese a ello, se ha establecido que el empleo de prótesis cementada presenta un mejor sellado y menor penetración bacteriana, ya que la posible discrepancia existente se rellena por cemento.

Por el contrario, las prótesis cementadas requieren además, una remoción cuidadosa de los restos del agente cementante para evitar el posible efecto perjudicial en la salud e integridad de los tejidos perimplantarios.

8. Recuperabilidad.

Algunas rehabilitaciones sobre implantes requieren de la remoción de la estructura protésica, haciendo indispensable la facilidad de retirada de la rehabilitación protésica. Una de las principales ventajas que ha caracterizado a las prótesis atornilladas es su reversibilidad.

Las prótesis cementadas no son tan predecibles en relación a este aspecto. En aquellos casos en los cuales no se pueden retirar con técnicas similares a las coronas cementadas sobre dientes, la única posibilidad existente es fresar la corona o acceder por su cara oclusal hasta llegar al tornillo del pilar al implante. En cualquier caso, la restauración no es recuperable y se requiere de una nueva confección protésica.¹⁰

Con todos estos factores, se confeccionan dos tablas a modo de resumen con las características de las prótesis cementadas y atornilladas y sus principales indicaciones:¹²

	CEMENTADAS	ATORNILLADAS
Fabricación y cote	X	
Ajuste pasivo	X	
Retención	X	X
Estética	X	
Estabilidad oclusal	X	
Carga axial	X	

Discrepancia marginal	X	
Reversibilidad		X

Tabla 1. Características de las rehabilitaciones cementadas y atornilladas.

CEMENTADAS	ATORNILLADAS
Gran espacio protésico (>7mm)	Poco espacio protésico (<7mm)
Profundidad surcular <3mm	Profundidad surcular >3mm
Buen paralelismo	Disparalelismo
Limitación apertura bucal	No limitación apertura bucal

Tabla 2. Indicaciones de las rehabilitaciones cementadas y atornilladas.

1.2 DOBLES CORONAS

Las dobles coronas suponen una tercera forma de realizar las prótesis, hasta ahora solo de forma removable. Analizaremos entonces la posibilidad de abrir un nuevo camino hacia la prótesis fija.¹⁸

El primer conocimiento que tenemos de Dobles Coronas es en 1886, cuando W. Starr describió un puente removable en el que los pilares estaban recubiertos por casquetes cilíndricos. Körber en 1958 ideó La Prótesis Periodontal Telescópica con Doble Corona Cónica, evitando los elementos adicionales de unión. Otros autores, Mieller y Yasilove (1950), readaptaron el sistema aumentando la retención para dentaduras completas. Unos años después, este sistema suscitó un gran interés por grandes periodoncistas como Picharg, Gordon, etc... que reconocieron la gran ventaja de poder acceder fácilmente al diente pilar para poder realizar terapias periodontales, extracciones, una técnica higiénica eficaz. Se determinó entonces llamar “ Prótesis Periodontal Telescópica”²⁰⁻²²

A continuación se procederá a la definición de los principales componentes.²²

- Corona interna: corona primaria; parte positiva.
- Corona externa: corona secundaria; parte negativa.
- Corona telescópica: sistema de dobles coronas en el que las coronas primarias están hechas de forma paralela y cuya sujeción depende de un ajuste transicional denominado fricción.
- Coronas cónicas: son dobles coronas cuya sujeción se produce por ajuste cónico. La sujeción de la corona está definida matemáticamente. Las coronas primarias tienen un ángulo de conicidad definido.

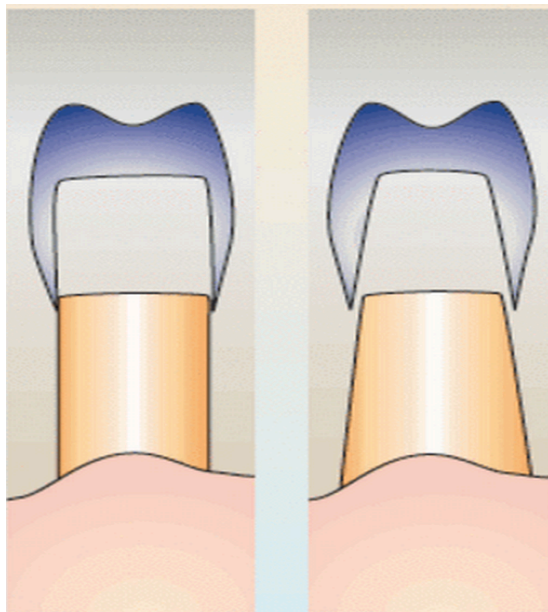


FIGURA 1. A) Corona Telescópica. B) Corona Cónica.

- Fricción.²³

El concepto de fricción describe un ajuste de transición que se produce entre la corona interna y la externa. El diámetro interno de la corona externa es similar al diámetro externo de la corona interna.

Establecer la correcta fricción de la prótesis en conjunto depende del número de telescópicas, de la destreza manual de cada uno de los pacientes y del valor protésico del pilar. También influyen las diferentes aleaciones de los elementos.

- Mecanismos de la fuerza de sujeción en coronas cónicas.²³⁻²⁷

La sujeción de la corona externa sobre la corona interna se produce por la denominada sujeción cónica. Körber habla de un estímulo de sujeción de reposo, ya que la corona externa obtiene su fuerza de sujeción en la fase final del ajuste. El cono externo se «expande» fácilmente, de manera que se produce una fuerza de compresión F_C que actúa perpendicular a la superficie del cono interno.

La sujeción cónica depende de cuatro factores:

- El módulo E de la aleación.
- El coeficiente de sujeción μ_0 (constante del material no dependiente de la dimensión).
- La fuerza de compresión F_C .
- El cono cónico $\alpha/2$.

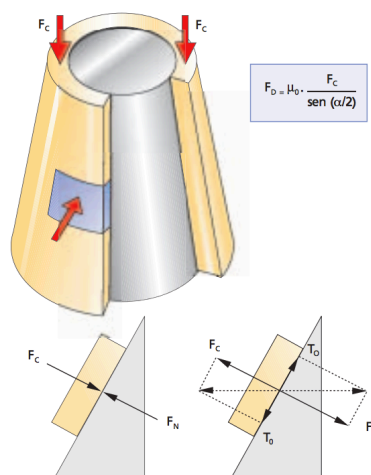


FIGURA 2. Modelo de sujeción en coronas cónicas

De esta fórmula se obtiene la relación entre la fuerza de desprendimiento F_D (también denominada fuerza de sujeción, que es la necesaria para desprender la corona), el coeficiente de sujeción μ_0 , la fuerza de compresión y el ángulo de conicidad $\alpha/2$. La fuerza de compresión y la fuerza de desprendimiento se comportan de forma proporcional entre sí.

- Módulo E de la aleación:

El módulo de elasticidad de una aleación depende del material, de modo que tiene un valor constante. El módulo E es una medida de la resistencia de un material a la deformación cuando es sometido a fuerzas de tracción o de deformación; en el diagrama de expansión-contracción el módulo E se define por el aumento de la recta hasta el límite de elasticidad.

- Coeficiente de sujeción μ_0 :

El coeficiente de sujeción μ_0 es una constante del material sin unidades que depende de la aleación que se emplee en ambas partes del elemento de sujeción (parejas de materiales). Otros factores de influencia son, según Lenz y cols., la facilidad en la elaboración de las superficies de contacto (grado de rugosidad) y los materiales que se encuentran entre ellas (en este caso, saliva). Para una aleación de metales nobles, este coeficiente es de aproximadamente 0,2.

- Fuerza de compresión F_C (fuerza de presión):

La fuerza de compresión F_C es esencial para establecer la sujeción en la totalidad de la construcción. En cambio, es la única medida del sistema que no se puede calcular, ya que depende de la fuerza desarrollada por cada paciente, así como del tiempo que lleve colocada la prótesis. Asimismo, es posible que tras su colocación una prótesis sea aparentemente muy fácil de sacar por primera vez en una visita de control en la consulta; en cambio, tras un tiempo prolongado de llevarla, quizá únicamente pueda extraerse con ayuda y haciendo mucha fuerza, ya que se ha reforzado debido a los contactos en oclusión y a los impulsos masticatorios.

- Fuerza de desprendimiento F_D :

La fuerza de desprendimiento F_D es la fuerza que se requiere para extraer la unión. A menudo se describe como «fuerza de sujeción» o «fuerza de compresión». La fuerza de desprendimiento será tanto mayor cuanto mayor sea la fuerza de compresión.

- Fuerza normal F_N :

La fuerza normal F_N es una fuerza perpendicular a la superficie que el cono interno produce sobre el cono externo al colocar o extraer la corona.

- Ángulo de conicidad $\alpha/2$:

La fuerza de sujeción de la corona cónica depende finalmente del ángulo (El ángulo de conicidad es la mitad del ángulo del cono en sí.

En la confección de los conos internos siempre se tiene en cuenta el ángulo sumado α de los ángulos opuestos, ya que éste tiene relevancia en la sujeción. Körber se propuso como objetivo conseguir una fuerza de sujeción de 5-10 N en coronas cónicas con rotación simétrica, con un ángulo de conicidad de 5,5-6°, al emplear una aleación de alto contenido en oro, con un módulo E de unos 100.000 N/mm². Esto significa que contando las dos caras debería obtenerse un ángulo suma de 11-12°. (Para las aleaciones no preciosas Dentitan y Remanium CD, con un módulo E de cerca de 200.000 N/mm² y un coeficiente de sujeción de $\mu_0 = 0,15$, Lenz propuso un ángulo de conicidad de 4° o un ángulo de 7-8° como ángulo suma.)

1.3 TÉCNICAS LABORATORIO

1.3.1 ELECTRODEPOSICIÓN

La electrodeposición ha supuesto una autentica revolución en el uso de la Técnica Telescópica con Coronas Dobles²⁸⁻³¹, pudiendo combinarse diferentes procedimientos:

1. Coronas telescópicas primarias coladas con las externas galvanofrmadas
2. Coronas primarias y secundarias galvanofrmadas

3. Coronas internas en cerámica (procera) y externas galvanoformadas

El ámbito de aplicación de la técnica es muy amplio, llegando a las prótesis implantosoportadas y en las rehabilitaciones mixtas diente-implante.

Es principalmente a partir de las cualidades plásticas y elásticas de la aleación empleada y también por el método de ajuste de las cofias primaria y secundaria como se determina la fricción mantenida tan importante en un dispositivo telescópico.

A este respecto, la técnica de electrodeposición galvánica o galvanoformación, es la única que ofrece en este campo un ajuste absoluto que no alcanza ni de lejos a la técnica de colado convencional.

El proceso puede resumirse como el traslado de iones de oro desde un ánodo (carga positiva), hasta un cátodo (carga negativa) en un medio líquido electrolítico, compuesto fundamentalmente por sales metálicas y ligeramente acidulado.

La deposición de los iones sobre la superficie preparada para recibirlos, se efectúa siguiendo fielmente los detalles que componen dicha superficie, cohesionándose las moléculas al perder su carga positiva y adhiriéndose fuertemente entre ellas, formando así una superficie metálica.

La electroformación añade una nueva dimensión a la calidad de las restauraciones dentales gracias al perfecto ajuste y a la estética que proporciona. Las ventajas del oro puro, material con el que se confeccionan las restauraciones electroformadas, se conocen desde hace décadas.

Con la utilización actual del titanio la electroformación se consolida como una técnica de futuro dado que cumple con la exigencia de colocar un único tipo de metal o aleación en la cavidad oral. La combinación de titanio y electroformación, complementada con el uso de técnicas de unión sin soldadura, ofrece nuevas posibilidades, en particular en el campo de la prótesis implantosoportada.²⁹

La configuración sobre Galvano-Telescópicas, supera a todos los sistemas respecto a la precisión de ajuste, biocompatibilidad (resistencia a la corrosión) y pasividad (ausencia de tensiones). Con este sistema se obtiene una gran estabilidad de la supraestructura frente a las fuerzas masticatorias. El gran ajuste que se consigue entre las distintas partes, el mínimo espacio marginal existente y la amplia superficie de contacto no permiten ningún movimiento basculante de la supraestructura. El único movimiento

posible en la supraestructura es el axial. La adhesión queda garantizada por leyes físicas³⁰⁻³¹. La posibilidad de remover ocasionalmente la prótesis por parte del paciente, permitiendo una higienización óptima hace de esta técnica un modelo de referencia para conseguir la prótesis periodontal por excelencia.

1.3.2. COLADO:

La técnica de colado convencional, aun siendo la más utilizada en este caso, es algo complicada para el tipo de restauración que estamos tratando, ya que necesitamos un ajuste preciso y una determinada fricción entre los dos componentes protésicos, algo que este procedimiento no llega a conseguir con resultados excelentes y predecibles.³²

El colado es el proceso en el que una aleación en estado líquido ocupa un molde predeterminado, dentro del cual recupera su estado sólido. Las aleaciones más frecuentes que se utilizan hoy en día son de oro, cobalto-cromo-molibdeno (CrCoMo) y Titanio.

Existen diversas técnicas especiales con las que se pueden confeccionar estructuras con valores de precisión similares a los obtenidos con técnicas de galvanofonnación con oro.^(35,43)

1.3.3. CAD/CAM:

Los sistemas CAD/CAM nos permite realizar una restauración dental mediante el apoyo informático del diseño y un sistema de mecanizado o fresado automatizado que trabaja a sus órdenes. El CAD/CAM es el futuro ya presente de las prótesis dentales, así como de otros campos de la Odontología.³³⁻³⁵

El proceso consiste en escanear, diseñar por ordenador y mecanizar la estructura diseñada.

El escaneado consiste en obtener datos mediante un software informático y así poder obtener un modelo virtual en 3D. Teniendo ya el modelo virtual, se procede al diseño de la estructura protésica mediante un software CAD. A continuación se programa la estrategia de mecanizado y así optimizaremos la máquina, el material utilizado, el tiempo... Ya por último, se procederá al mecanizado de la estructura.

Mediante tecnología CAD/CAM se eliminan muchos pasos intermedios que pueden provocar errores plasmados en la restauración final por la interacción del ser humano, los pasos lógicos de una elaboración convencional y también los materiales empleados en cada paso. Por ello se obtienen ajustes marginales e internos excelentes comparados con técnicas convencionales.

1.4 SUSTRATOS

Los sustratos elegidos para nuestra investigación fueron el aceite de oliva virgen extra y un gel de clorhexidina al 0,2%.

Para hablar de ello, se hará una breve introducción a la mecánica de fluidos, resumiendo las propiedades y características básicas de nuestros sustratos.³⁶⁻³⁷

Mecánica de fluidos: es la rama de la mecánica de medios continuos que estudia el movimiento de los fluidos. La característica fundamental que define a los fluidos es su incapacidad para resistir esfuerzos cortantes. Se estudia las interacciones entre el fluido y el contorno que lo limita.

Cuando un elemento fluido se mueve respecto a los elementos contiguos, este movimiento es obstaculizado por la existencia de esfuerzos tangenciales o cortantes que tienden a disminuir la velocidad relativa del elemento considerado con respecto a los elementos contiguos. Entonces se dice que el fluido es viscoso y el fenómeno recibe el nombre de viscosidad, que es análoga al rozamiento en el movimiento de los sólidos.

La fuerza de rozamiento es aquella que se opone a que dos cuerpos deslicen uno sobre otro. En nuestro caso, nos interesa el rozamiento fluido, que se observa cuando hay una película de fluido entre las superficies de contacto y de rozamiento

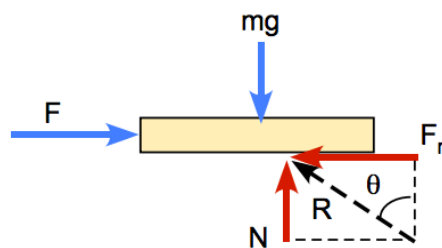


FIGURA 3. Fuerza de rozamiento.

Nuestro primer sustrato, el aceite de oliva, se va a tratar como lubricante, ya que el lubricante estándar es el aceite. También se considerará así porque no se ha encontrado mecánica del aceite de oliva en la bibliografía consultada. El objetivo de la lubricación es reducir el rozamiento y el desgaste entre dos superficies.

El gel de clorhexidina ha sido elegido por su alta viscosidad y capacidad de fijarse en el lugar de aplicación. También por su estandarización y frecuencia en la mayoría de consultas dentales.

Las fuerzas intermoleculares que enlazan moléculas similares entre sí son las fuerzas cohesivas y las fuerzas intermoleculares que enlazan una sustancia a una superficie se llaman fuerzas adhesivas. Estas fuerzas son las que consideramos opuestas con respecto a nuestros sustratos. Las fuerzas de cohesión entre el gel son mayores ante las fuerzas de cohesión del aceite, que ofrece menos resistencia para separar sus moléculas.

2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

A pesar de las excelentes características que nos ofrecen los actuales sistemas de atornillado y cementado en la prótesis fija implantosoportada y de abarcar un gran espectro de tratamientos requeridos en nuestros pacientes, somos conscientes de la necesidad de mejora de estos sistemas.

El perfeccionamiento en todos los ámbitos de nuestra profesión nos exige investigar en el campo de un mecanismo que no tenga agente cementante, que no interponga un elemento intermedio que debilite nuestra restauración, que permita cierta reversibilidad. Estos requerimientos lo puede aportar las dobles coronas, además de obtener buena estética, conservación de la adecuada biomecánica, corrección de disparalelismos...

Hasta ahora su confección resultaba algo complicada, por lo que no llegaba a ser muy rentable. ¿Por qué no explotar la tecnología?

El CAD/CAM ha supuesto una revolución en diseño y fabricación de nuestras estructuras, por lo que se decide resolver los inconvenientes anteriores con este sistema. Así, podemos obtener una retención predecible en función del diseño del pilar y permitimos el uso en otro tipo de restauraciones, como es la prótesis fija implantosoportada. El CAD/CAM también nos permite abaratar costes en el material utilizado, ya que el titanio constituye una alternativa muy válida al oro. El mecanizado del titanio es bueno y sus propiedades físicas y mecánicas son óptimas, por no recordar que el titanio es el material utilizado para la fabricación de los implantes.

Por todo lo expuesto, se considera importante estudiar un nuevo diseño de dobles coronas diseñadas y fabricadas mediante CAD/CAM para conseguir una prótesis fija implantosoportada facultativamente removible, sin elementos intermedios de unión.

Objetivos:

1. Comparar la retención en función del ángulo de cono de las coronas cónicas sobre implantes en CAD/CAM con sustratos diferentes (aceite de oliva virgen extra, gel de clorhexidina) y sin sustrato.
2. Comparar la retención del ángulo de cono sin sustrato con la retención del ángulo de cono con los diferentes sustratos.
3. Construir modelos predictivos entre ángulo de cono y retención obtenida y viceversa en las coronas cónicas sobre implantes fabricadas en CAD/CAM
4. Proponer un ángulo de cono para coronas cónicas sobre implantes diseñadas y fabricadas mediante CAD/CAM para la consecución de una retención predecible y facultativamente reversible con la interposición de un sustrato intermedio en el sistema de coronas.
5. Avanzar en una línea de investigación que desarrolle el sistema de coronas cónicas sobre implantes.

3. HIPÓTESIS DE TRABAJO

La primera hipótesis que se plantea es que, al igual que en la Tesis de Doctorado predecesora de esta investigación, en coronas cónicas que no precisen un elemento secundario de retención, a menor ángulo de cono, mayor retención; incluyendo un sustrato entre ellas.

Con respecto al segundo objetivo, no se tienen referencias previas del cambio de retención que puede observarse en un sistema de dobles coronas con sustrato intermedio.

El tercer objetivo se ha conseguido en la investigación anterior, por lo que se puede suponer que se obtendrán nuevos modelos predictivos y fórmulas para poder predecir la retención que cierto diseño nos pueda ofrecer para un determinado caso, como también el ángulo que se debe elegir para tener una determinada retención deseada. Todo esto nos lleva al cuarto objetivo, con el que se pretende conseguir acercarse al ángulo de cono ideal.

Con todo esto, se pretende seguir avanzando en la línea de investigación de disponer de un tercer sistema en prótesis fija implantoportada que nos permita tener tratamientos con cierta reversibilidad y buenas propiedades, aunque no tenga la retención de una prótesis cementada.

4. MATERIAL Y MÉTODOS

4.1 FABRICACIÓN DEL SOPORTE

Primero se fabricó el soporte de las probetas del estudio. Para su confección se escaneó un modelo propiedad del Departamento de Prótesis Bucofacial de la Facultad de Odontología confeccionado en el taller central de la Universidad Complutense de Madrid.

Se trata de una base circular de aluminio con cinco orificios o lechos donde se alojan réplicas de implante, en este caso Branemark de plataforma regular de 4,1mm (Nobel Biocare, Suecia), los cuales se inmovilizan mediante tornillos de acero inoxidable desde el lateral de la base y uno central para fijar el soporte.

El escaneado se realizó con un scanner de modelos óptico de luz estructurada Open Revegn Dental (Open Technologies SRL, Italia). El archivo STL (Stereolithography o Standard Tessellation Language o Surface Triangle Language) generado se trató mediante el programa de CAD Rhinoceros versión 5.0. (McNeel & Associates, EE.UU.) y se procesó para así aseguramos tener una base perfectamente diseñada en CAD, respetando los valores originales del soporte, y así disponer un modelo CAD paramétrico que un modelo resultado de la digitalización al tener mayor precisión (Fig. 4).

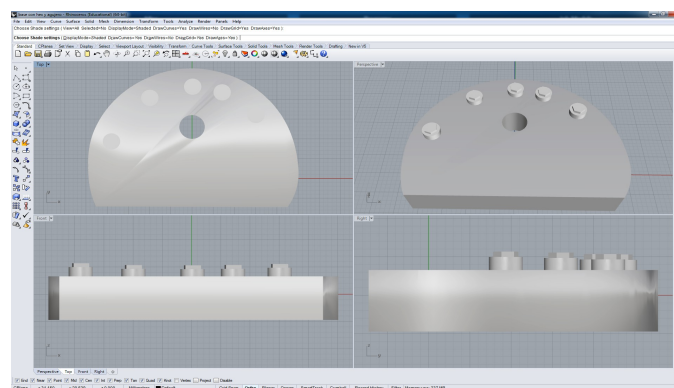


FIGURA 4. Diseño final del soporte que se utilizará en el estudio. Lo podemos ver desde distintos ángulos.

Una vez modelada la probeta se importó el diseño al software de CAM Sum3D versión 2011 (CIM System, Italia) para su mecanización en disco de titanio de grado V mediante la fresadora HSC 20 Linear (DMG, Alemania) (Figs. 5-7).

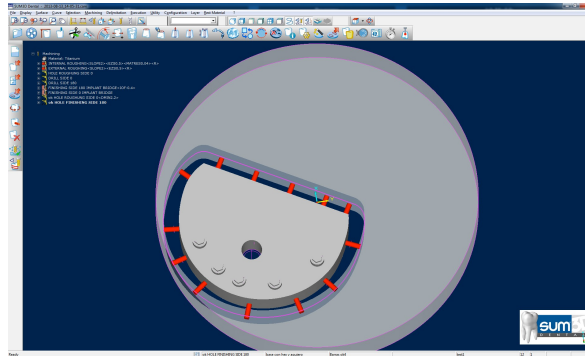


FIGURA 5. Imagen del soporte en el programa de CAM.

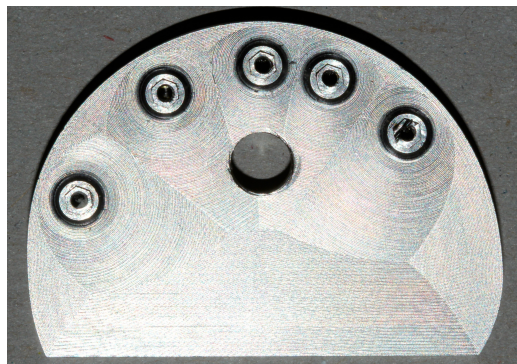


FIGURA 6. Soporte mecanizado.



FIGURA 7. Detalle de las conexiones tipo Branemark ampliadas.

4.2 DISEÑO DE LAS PROBETAS

Se diseñaron ocho probetas con ángulos de cono diferentes, de 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 y 8° mediante el programa informático Rhinoceros versión 5.0. Todas ellas tenían el mismo diseño a excepción del ángulo de cono, única variable dependiente del estudio. (Figs. 8,9).

En esta investigación solo se utilizarán las probetas de ángulos 2, 3, 4 y 5°, debido a los resultados previos de la investigación en los que se puede observar la mejor eficacia de las probetas con ángulos comprendidos entre 4° y 5°. Aún así, se añade 2° para seguir observando la evolución de los ángulos más pequeños.

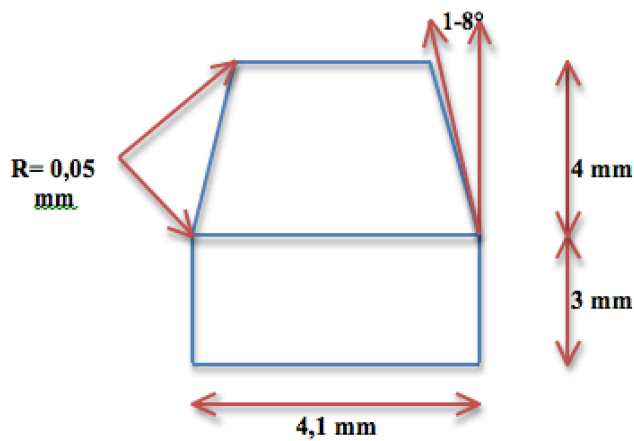


FIGURA 8. Esquema del diseño del pilar (elemento primario) del estudio.

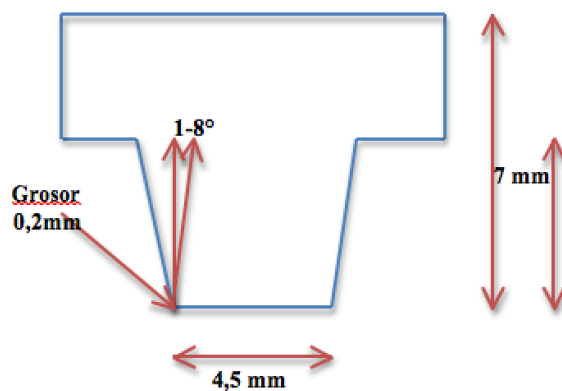


FIGURA 9. Esquema del diseño cofia (elemento secundario) del estudio.

4.2.1 DISEÑO DEL PILAR CÓNICO (ELEMENTO PRIMARIO)

Primero se realizó el diseño del pilar. Se crea una línea vertical de la altura total del pilar, es decir, de 7mm, que corresponde a la suma de la base de 3mm (necesaria para los jitos de sujeción de la pieza al bloque de material hasta su terminación) más la altura del pilar cónico de 4mm (Fig. 10).

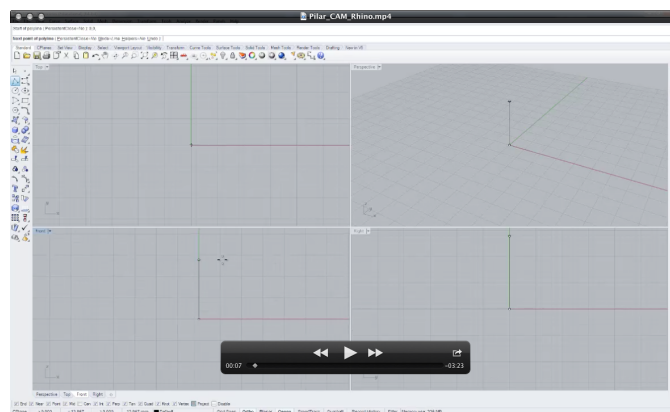


FIGURA 10. Diseño del pilar. Se dibuja una línea vertical de 7mm.

A continuación se crea una circunferencia del diámetro de la cabeza del implante, 4,1mm (Fig. 11).

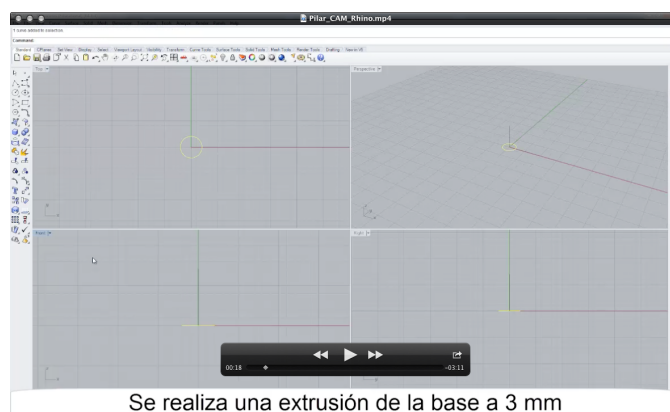


FIGURA 11. Diseño del pilar. Se crea una circunferencia de 4,1mm de diámetro.

Se realiza una extrusión de la circunferencia 3mm hacia arriba para transformarlo en un cilindro sólido que corresponderá a la base del pilar (Fig. 12).

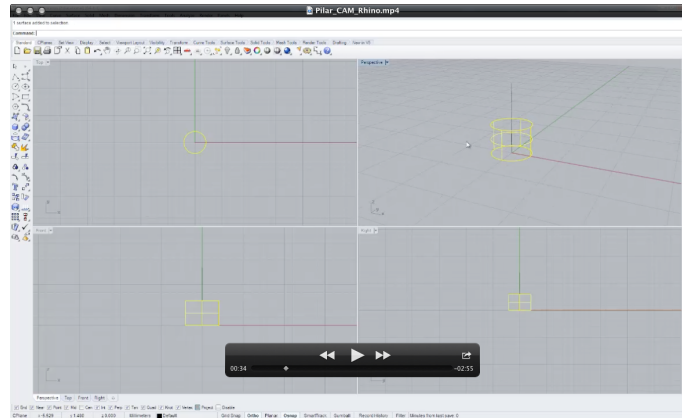


FIGURA 12. Diseño del pilar. Se realiza una extrusión para crear un sólido cilíndrico de 3mm de altura.

Se crea una nueva línea vertical con la inclinación que corresponde con el ángulo de cono de la probeta correspondiente (Fig. 13).

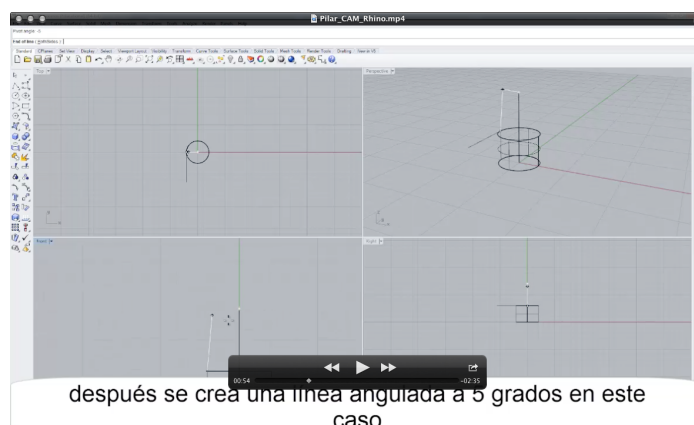


FIGURA 13. Diseño del pilar. Se dibuja una línea inclinada de 4mm de altura para dar el ángulo de cono deseado.

Se lleva a cabo una operación de revolución con la cual se transforma la línea del ángulo en un cono sólido de 4mm de altura (Fig. 14).

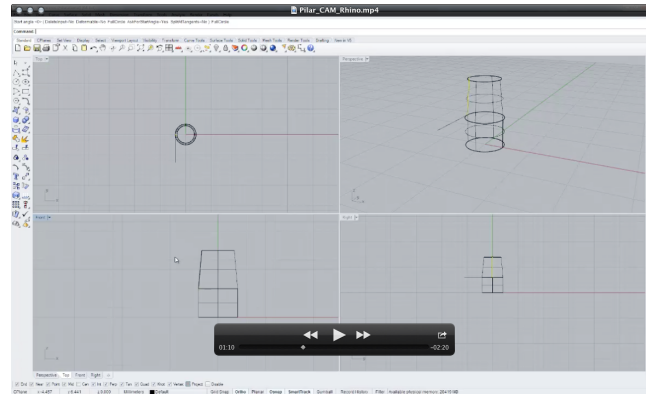


FIGURA 14. Diseño del pilar. Se realiza una extrusión para crear un sólido cónico de 4mm de altura.

Se unen las dos partes obtenidas, cilindro y cono, y como resultado nos queda la parte externa del pilar. Para realizar la interna, es decir, la conexión con el implante, se transporta de una biblioteca existente de conexiones de diferentes marcas comerciales y se adjunta a la base del pilar de forma que corresponda ambas medidas, base del pilar cilíndrico y conexión hexagonal (Fig. 15).

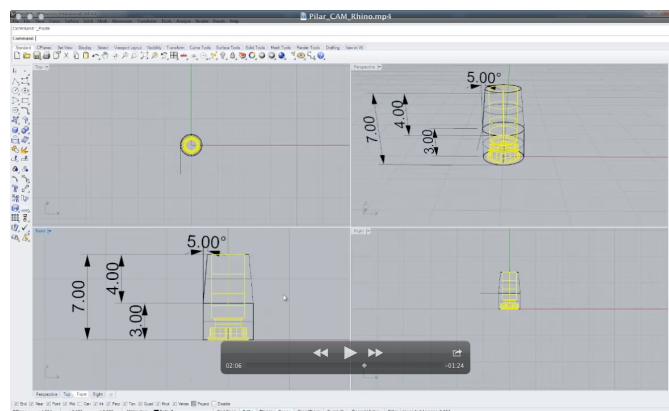


FIGURA 15. Diseño del pilar. Se añade la conexión.

Finalmente, en el límite de la cara oclusal con las paredes laterales cambiamos el ángulo recto por un curva de radio 0,05mm, el cual corresponde también con el radio de la curva del margen de la preparación en filo de cuchillo (Fig. 16).

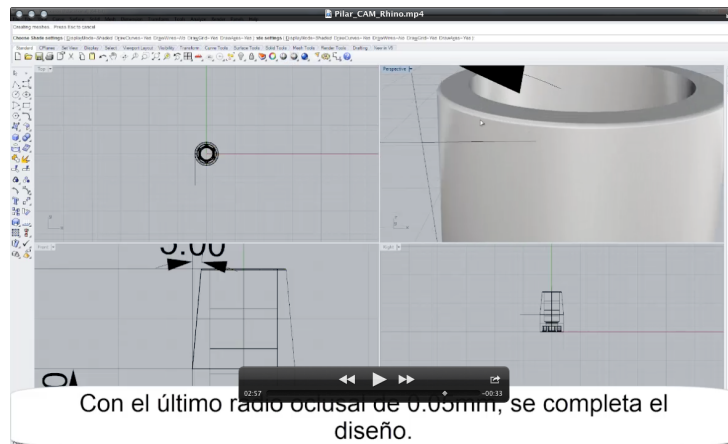


FIGURA 16. Diseño del pilar. Cambio ángulo oclusal.

A continuación vemos los detalles del pilar diseñado (Figs. 17-20).

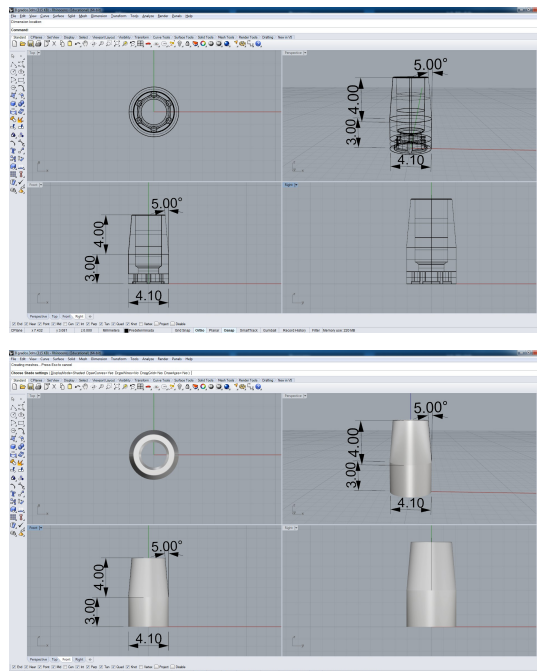


FIGURA 17. Diferentes vistas del diseño terminado del pilar en alambre y en sólido.

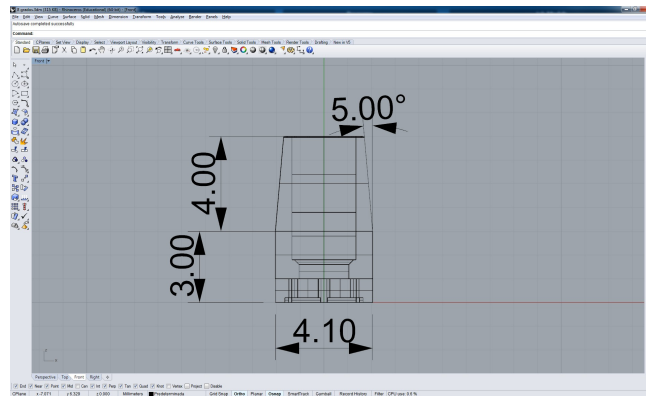


FIGURA 18. Diseño del pilar en alambre.

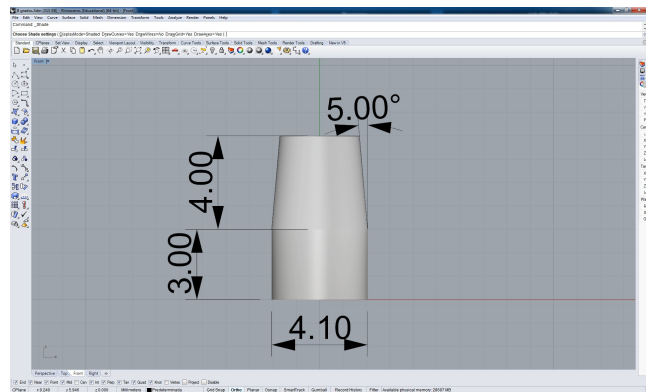


FIGURA 19. Diseño del pilar en sólido.

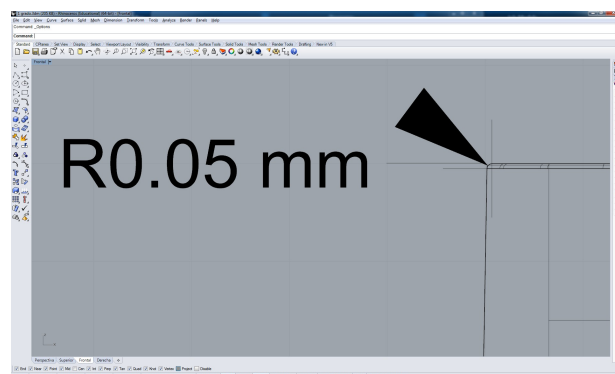


FIGURA 20. Detalle del ángulo modificado en la cara oclusal del pilar.

El proceso del diseño es igual para todos los ángulos de cono, a excepción del momento en el cual creamos la línea vertical inclinada, dónde en función de

ángulo dicha inclinación variará (Figs. 21,22).

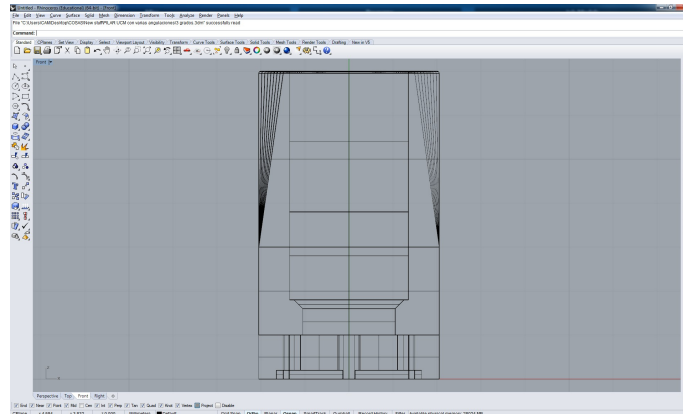


FIGURA 21. Vista conjunta de los pilares de los diferentes ángulos de cono.

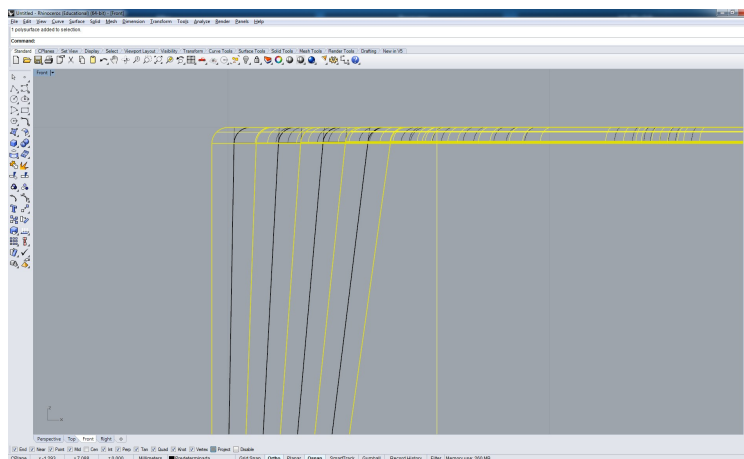


FIGURA 22. Vista aumentada de los ocho pilares superpuestos.

4.2.2 DISEÑO DE LA COFIA (ELEMENTO SECUNDARIO)

Una vez confeccionado el pilar, se procedió al diseño de la cofia o elemento secundario de retención. De la misma manera que se diseñó el pilar, se crea una línea vertical con una altura de 7mm, que corresponden a los 4mm de la altura del pilar más 3mm de la altura de la “T” que nos servirá para poder traccionar de la cofia

en la máquina de ensayos que usaremos para medir la fuerza retentiva (Fig. 23).

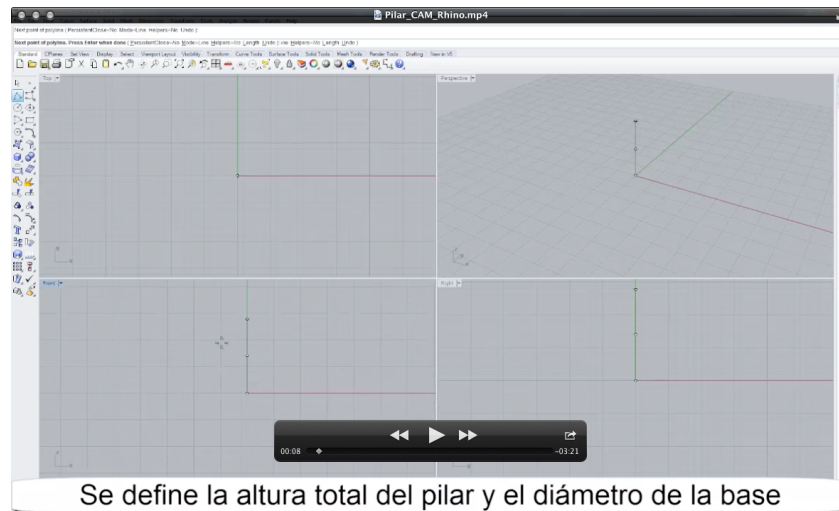


FIGURA 23. Diseño de la cofia. Se dibuja una línea vertical de 7mm de altura.

A continuación se crea una circunferencia con 4,5mm de diámetro, que corresponderá al diámetro de 4,1mm de la plataforma del implante más 0,2mm a cada lado, correspondiente al grosor de la cofia (Fig. 24).

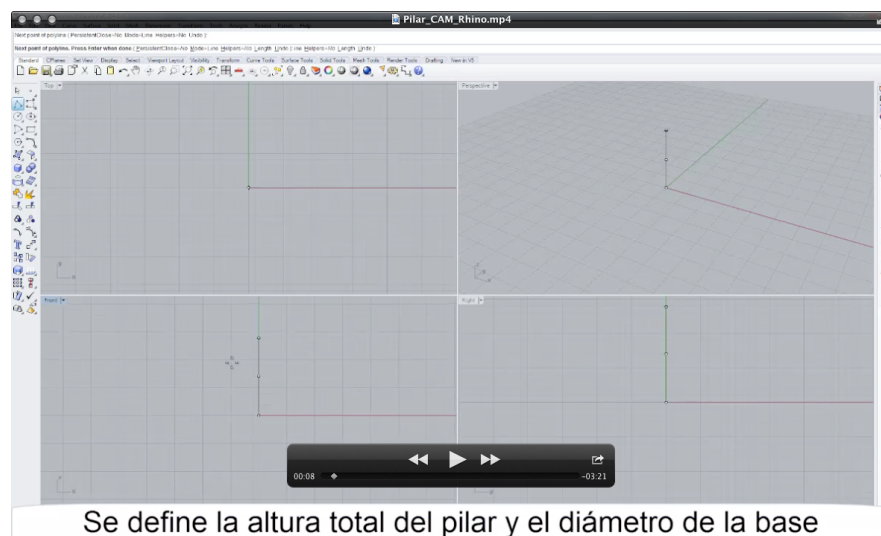


FIGURA 24. Diseño de la cofia. Se crea una circunferencia de 4,5mm de diámetro.

Se da una revolución para crear un sólido inicial de forma cilíndrica (Fig. 25).

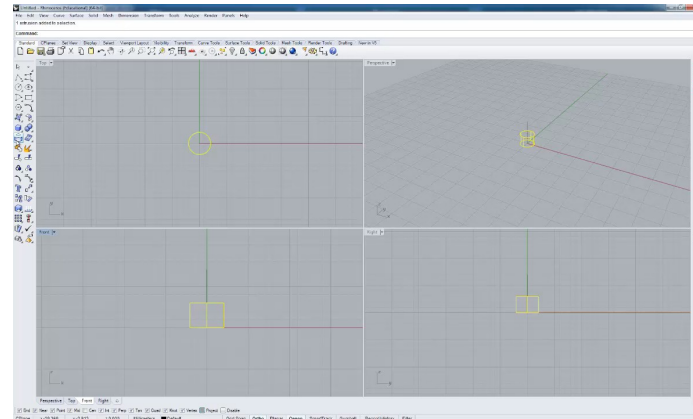


FIGURA 25. Diseño de la cofia. Se da una revolución para crear un sólido cónico.

Posteriormente se crea una base de 5,2mm para crear un sólido cónico invertido para la base de la cofia en “T”. Se termina de crear ésta, conformando un rectángulo de 4x10mm, que con la altura de los 3mm da lugar a la parte superior de la “T”. De este modo tenemos creado el sólido de la parte externa.

Para configurar la parte interna, se crea una nueva línea vertical interna de 4mm de altura y con una inclinación que corresponderá con el ángulo de cono de la probeta correspondiente (Fig. 26).

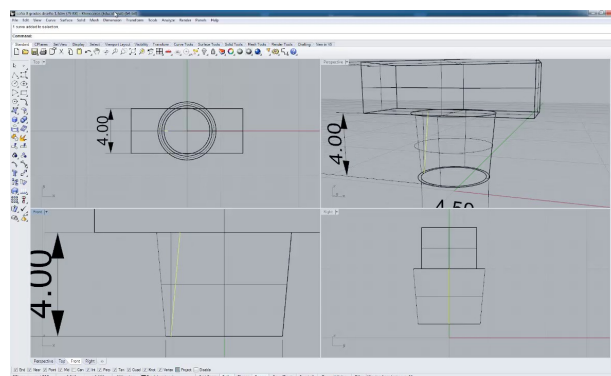


FIGURA 26. Diseño de la cofia. Se dibuja una línea inclinada de 4mm de altura para dar el ángulo de cono deseado.

Mediante una operación de revolución se termina de formar la parte interna del sólido y conseguimos terminar la cofia (Fig. 27).

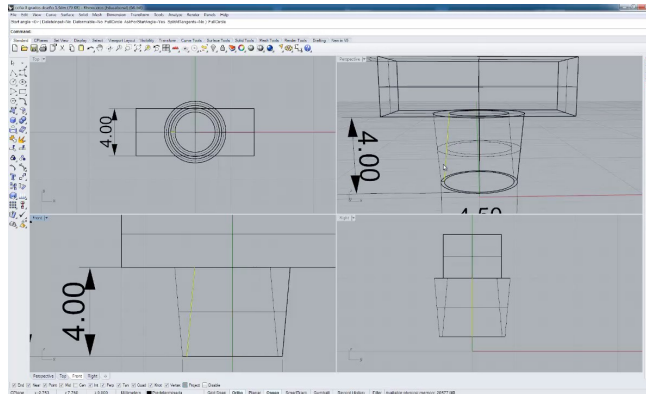


FIGURA 27. Diseño de la cofia. Se realiza una operación de revolución para convertirlo en un sólido por la parte interna.

A continuación se ve los detalles de la cofia diseñada (Figs. 28,29).

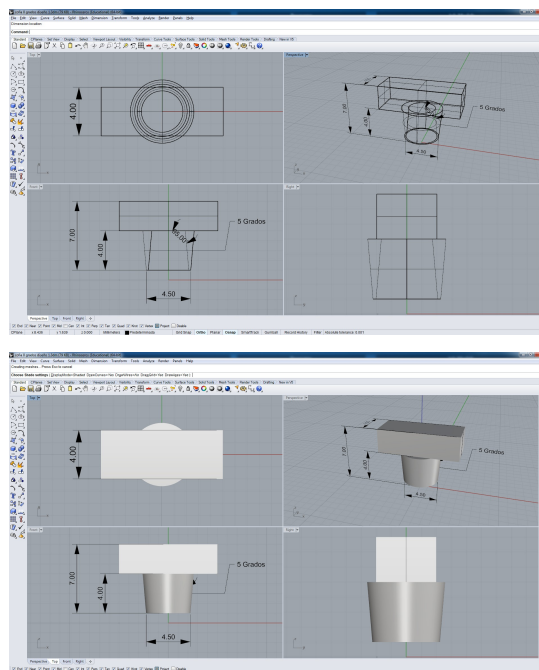


FIGURA 28. Diferentes vistas del diseño terminado de la cofia en alambre y en sólido.

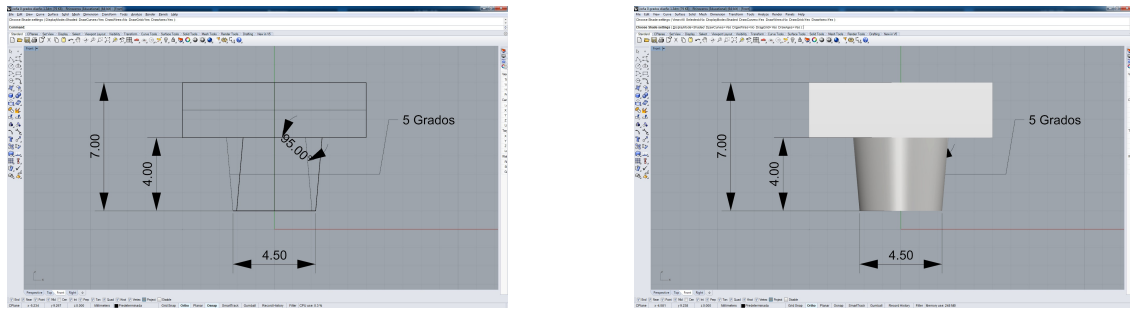


FIGURA 29. Diseño de la cofia en alambre y sólido.

Al igual que con los pilares, el proceso del diseño es igual para todos los ángulos de cono, a excepción del momento en el cual creamos la línea vertical inclinada, donde en función de ángulo dicha inclinación variará.

Ambos elementos se diseñaron para obtener un contacto íntimo en toda la superficie de contacto entre ambas, sin considerar las tolerancias del proceso de mecanizado (Figs. 30,32) a excepción del ángulo superior del pilar redondeado (Fig. 32).

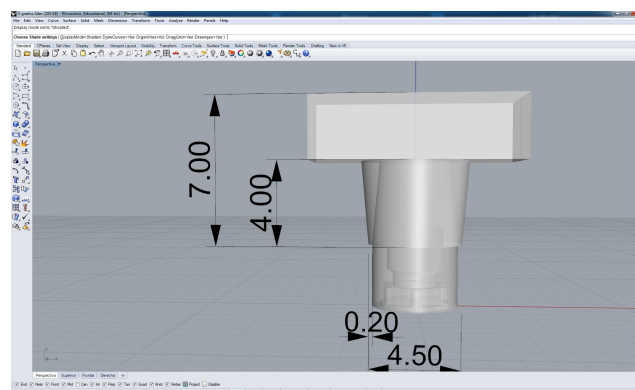


FIGURA 30. Detalle en sólido de la relación entre el pilar y la cofia.

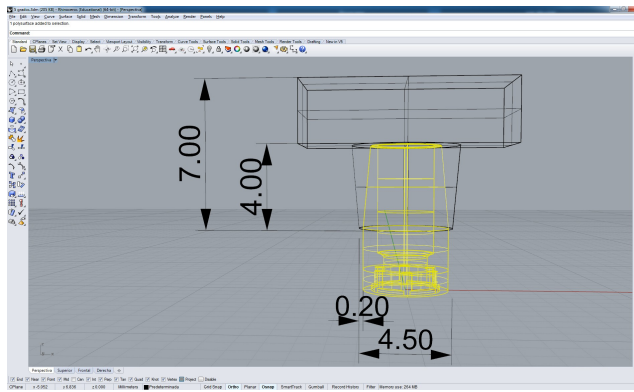


FIGURA 31. Detalle en alambre de la relación entre el pilar (en amarillo) y la cofia.

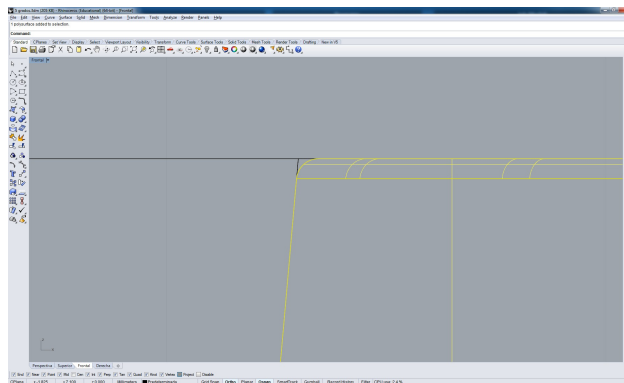


FIGURA 32. Detalle de la relación entre el pilar y la cofia en el ángulo de unión entre la cara oclusal y las paredes laterales.

Tras diseñar los ocho pilares y ocho cofias con ángulos de cono de 1 a 8° se obtuvo como resultado 16 archivos STL que fueron exportados al programa de CAM Sum3D versión 2013 para seleccionar la estrategia de fresado.

4.3 ESTRATEGIA DE FRESADO (CAM) DE LAS PROBETAS

Lo primero que se lleva a cabo al abrir el programa de CAM es seleccionar el material que se va emplear. En este caso se empleó para la realización de los

dos elementos de retención de las dobles coronas un bloque de titanio tipo V de 98X10mm de grosor (Zenotec Ti Disc, Wieland Dental, Alemania). A continuación se importa el archivo STL correspondiente, se ubica dentro del material y se sitúan los jitos o bebederos que soportarán a la estructura tras su finalización para evitar movimientos indeseados durante el fresado y que se desprenda del bloque antes de la terminación. Se aplican diferentes estrategias en función de la máquina que posteriormente realizará el fresado, del tipo de estructura, material empleado y acabado que necesitaremos para el caso. La estrategia se realizó mediante el programa CAM Sum3D Dental.

Las fresadora que se emplearía para mecanizar las estructuras es la C20U (Hermle, Alemania). Las fresas seleccionadas fueron tórica de 3mm y 0,75mm de radio, tórica de 2mm y 0,2mm de radio, tórica de 1mm y 0,2mm de radio, plana de 0,5mm (Emuge-Franken, Alemania) y plana y esférica de 1mm (Eurotécnica, España). Siempre bajo refrigeración abundante para evitar el sobrecalentamiento del material y el embotamiento de las fresas.

4.3.1 CAMPILARES

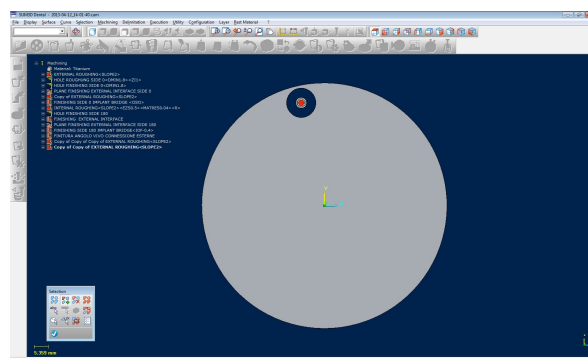


FIGURA 33. Imagen del pilar insertado dentro del bloque de titanio en el programa de CAM para determinar la estrategia de fresado.

A continuación se describe la estrategia de fresado de los pilares:

4.3.1.1 EXTERNAL ROUGHING: Desbaste por cajera cara oclusal. Herramienta: Tórica ø3,0mm radio 0,75mm

Offset: 0,05mm

Velocidad de husillo: 10.000 rpm

Velocidad de avance: 3.000 mm/min Paso

vertical: 0,1mm

Paso horizontal: 0,5mm

4.3.1.2 HOLE ROUGHING SIDE 0: Orificio cara oclusal (asiento del tornillo). Herramienta: Tórica ø2,0mm radio 0,2mm

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 12.700 rpm

Velocidad de avance: 200 mm/min Paso

vertical: 0,08mm

Paso horizontal: 0,025mm

4.3.1.3 HOLE FINISHING SIDE 0: Igual al número 2 (HOLE ROUGHING SIDE 0) para perfeccionar el orificio del tornillo a causa de la posible flexión de la caña de la herramienta.

4.3.1.4 PLANE FINISHING EXTERNAL INTERFACE SIDE 0: Acabado de las partes planas por la cara oclusal. Estas son el asiento del tornillo y el tope del pilar.

Herramienta: Tórica ø2,0mm radio 0,2mm

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 12.700 rpm

Velocidad de avance: 500 mm/min Paso

vertical: 0,08mm

Paso horizontal: 0,025mm

4.3.1.5 EXTERNAL ROUGHING: Desbaste por cajera cara oclusal con

limite para eliminar el radio de material producido por la fresa en el paso número 1. Herramienta: Plana $\varnothing 1,0\text{mm}$

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 15.000 rpm

Velocidad de avance: 700 mm/min Paso

vertical: 0,1mm

Paso horizontal: 0,1mm

4.3.1.6 FINISHING SIDE 0: Acabado de la cara oclusal utilizando la estrategia de Z constante. La herramienta de esta estrategia se cambió después de cada 5 pilares.

Herramienta: Esférica $\varnothing 1,0\text{mm}$

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 30.000 rpm

Velocidad de avance: 550 mm/min Paso

vertical: 0,005mm

Paso horizontal: 0,005mm

4.3.1.7 INTERNAL ROUGHING: Desbaste por cajera de la cara de la conexión. Herramienta: Tórica $\varnothing 3,0\text{mm}$ radio 0,75mm

Offset: 0,05mm

Velocidad de husillo: 10.000 rpm

Velocidad de avance: 3.000 mm/min Paso

vertical: 0,1mm

Paso horizontal: 0,5mm

4.3.1.8 HOLE FINISHING SIDE 180: Orificios cara de la conexión. Herramienta: Tórica $\varnothing 2,0\text{mm}$ radio 0,2mm

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 12.700 rpm

Velocidad de avance: 200 mm/min Paso

vertical: 0,08mm

Paso horizontal: 0,025mm

4.3.1.9 FINISHING EXTERNAL INTERFACE: Desbaste de la conexión al implante utilizando la estrategia de Z constante.

Herramienta: Tórica $\varnothing 1,0\text{mm}$ radio 0,2mm Offset:
0,00mm

Velocidad de husillo: 25.500 rpm

Velocidad de avance: 306 mm/min Paso

vertical: 0,04mm

Paso horizontal: 0,008mm

4.3.1.10 PLANE FINISHING EXTERNAL INTERFACE SIDE 180: Acabado por plano de la conexión.

Herramienta: Tórica $\varnothing 2,0\text{mm}$ radio 0,2mm

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 12.700 rpm

Velocidad de avance: 400 mm/min Paso

vertical: 0,08mm

Paso horizontal: 0,025mm

4.3.1.11 FINISHING SIDE 180: Acabado de la cara de la conexión utilizando la estrategia de Z constante.

Herramienta: Esférica $\varnothing 1,0\text{mm}$ Offset:
0,00mm

Velocidad de husillo: 30.000 rpm

Velocidad de avance: 550 mm/min Paso

vertical: 0,005mm

Paso horizontal: 0,005mm

4.3.1.12 FINISHING RIGHT ANGLE CORNER: Acabado final de la conexión al implante, utilizando la estrategia de Z constante.

Herramienta: Plana $\varnothing 0,5\text{mm}$ Offset:
0,00mm
Velocidad de husillo: 30.000 rpm
Velocidad de avance: 300 mm/min Paso
vertical: 0,05mm
Paso horizontal: 0,03mm

4.3.1.13 EXTERNAL ROUGHING :Acabado de la cara de la conexión, utilizando la estrategia de cajera por patrón, limitada en profundidad. Esto corresponde a la parte cilíndrica del pilar. Desbaste por cajera de la cara de la conexión. Herramienta: Tórica $\varnothing 3,0\text{mm}$ radio 0,75mm
Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 10.000 rpm
Velocidad de avance: 3.000 mm/min Paso
vertical: 0,1mm
Paso horizontal: 0,5mm

4.3.1.14 EXTERNAL ROUGHING: Acabado de la cara de la conexión, utilizando la estrategia de cajera por patrón, limitada en profundidad. Esto corresponde a la parte cilíndrica del pilar. Desbaste por cajera de la cara de la conexión. Herramienta: Plana $\varnothing 1,0\text{mm}$
Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 15.000 rpm
Velocidad de avance: 700 mm/min Paso
vertical: 0,1mm
Paso horizontal: 0,1mm

4.3.2 CAM COFIAS

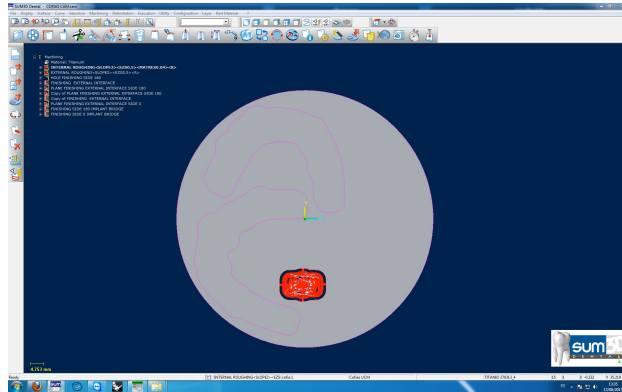


FIGURA 34. Imagen de la cofia en el programa de CAM.

A continuación se describe la estrategia de fresado de las cofias:

4.3.2.1 INTERNAL ROUGHING: Desbaste por cajera cara inferior. Herramienta: Tórica $\varnothing 3,0\text{mm}$ radio $0,75\text{mm}$

Offset: $0,05\text{mm}$

Velocidad de husillo: 10.000 rpm

Velocidad de avance: 3.000 mm/min Paso

vertical: $0,1\text{mm}$

Paso horizontal: $0,5\text{mm}$

4.3.2.2 EXTERNAL ROUGHING: Desbaste por cajera cara oclusal. Herramienta: Tórica $\varnothing 3,0\text{mm}$ radio $0,75\text{mm}$

Offset: $0,05\text{mm}$

Velocidad de husillo: 10.000 rpm

Velocidad de avance: 3.000 mm/min Paso

vertical: $0,1\text{mm}$

Paso horizontal: $0,5\text{mm}$

4.3.2.3 HOLE FINISHING SIDE 180: Primer acabado de la parte cóncava de la cofia. Herramienta: Tórica $\varnothing 2,0\text{mm}$ radio $0,2\text{mm}$

Offset: $0,00\text{mm}$

Velocidad de husillo: 12.700 rpm

Velocidad de avance: 500 mm/min Paso

vertical: $0,08\text{mm}$

Paso horizontal: $0,025\text{mm}$

4.3.2.4 FINISHING EXTERNAL INTERFACE : Segundo acabado de la parte cóncava de la cofia.

Herramienta: Tórica $\varnothing 1,5\text{mm}$ radio $0,3\text{mm}$ Offset:
 $0,00\text{mm}$

Velocidad de husillo: 16.980 rpm

Velocidad de avance: 645 mm/min Paso

vertical: $0,01\text{mm}$

Paso horizontal: $0,01\text{mm}$

4.3.2.5 PLANE FINISHING EXTERNAL INTERFACE SIDE 180: Acabado de las partes planas por la cara inferior.

Herramienta: Plana $\varnothing 1,0\text{mm}$ Offset:
 $0,00\text{mm}$

Velocidad de husillo: 15.000 rpm

Velocidad de avance: 400 mm/min Paso

vertical: $0,015\text{mm}$

Paso horizontal: $0,008\text{mm}$

4.3.2.6 PLANE FINISHING EXTERNAL INTERFACE SIDE 180: Acabado de las partes planas por la cara inferior limitado a la profundidad de la cofia. Contiene un offset de $0,01\text{mm}$ (para dejar $0,01\text{mm}$ de material para la siguiente estrategia).

Herramienta: Plana $\varnothing 1,0\text{mm}$ Offset:

0,01mm

Velocidad de husillo: 15.000 rpm

Velocidad de avance: 400 mm/min Paso

vertical: 0,015mm

Paso horizontal: 0,008mm

4.3.2.7 FINISHING EXTERNAL INTERFACE: Tercer, y último, acabado de la cofia. Herramienta: Plana $\varnothing 1,0\text{mm}$

Offset: 0,00mm

Velocidad de husillo: 15.000 rpm

Velocidad de avance: 400 mm/min Paso

vertical: 0,008mm

Paso horizontal: 0,008mm

4.3.2.8 PLANE FINISHING EXTERNAL INTERFACE SIDE 0: Acabado de las partes planas por la cara oclusal de la cofia.

Herramienta: Tórica $\varnothing 2,0\text{mm}$ radio 0,2mm Offset:

0,00mm

Velocidad de husillo: 12.700 rpm

Velocidad de avance: 200 mm/min Paso

vertical: 0,08mm

Paso horizontal: 0,025mm

4.3.2.9 FINISHING SIDE 180: Acabado de la cara inferior de la cofia utilizando la estrategia de Z constante.

Herramienta: Esférica $\varnothing 1,0\text{mm}$ Offset:

0,00mm

Velocidad de husillo: 30.000 rpm

Velocidad de avance: 550 mm/min

Paso vertical: 0,01mm

Paso horizontal: 0,005mm

4.3.2.10 FINISHING SIDE 0: Acabado de la cara oclusal de la cofia utilizando la estrategia de Z constante.

Herramienta: Esférica $\varnothing 1,0\text{mm}$ Offset:

0,00mm

Velocidad de husillo: 30.000 rpm

Velocidad de avance: 550 mm/min Paso

vertical: 0,01mm

Paso horizontal: 0,005mm

Una vez elegida la estrategia de fresado, se realizó un cálculo de fabricación para dar lugar a un programa de fresado, se guardó y se procedió a realizar una simulación tanto del mecanizado de los pilares como de las cofias (ver anexo videos CAD-CAM en CD adjunto). Se conecta remotamente, vía Red de Área Local (LAN), a la fresadora que realizará el trabajo y se transfiere el "programa de fresado" al destinatario.

4.4 MECANIZADO DE LAS ESTRUCTURAS

Una vez transferido el archivo a la controladora (sistema operativo) Heidenhain iTNC 530 de la fresadora Hermle C20U, calibrada (ver anexos) y ubicada en un espacio adecuado para su correcto funcionamiento, se coloca el disco del material en el útil de sujeción para su mecanización, se abre el programa de fresado y se ejecuta.

Una vez terminado el fresado se retira el útil con el disco del material con los cinco pilares del mismo ángulo de cono soportados por los bebederos. Se retiran las probetas del bloque ejerciendo presión digital y con una fresa de metal de laboratorio se acaban de retirar los excesos y se pule. Lo mismo se hace con las cofias.

De este modo obtenemos las probetas finales para realizar las mediciones.



FIGURA 35. De izquierda a derecha se observa la vista frontal de los pilares de 2°a 4°de ángulo de cono.



FIGURA 36. De izquierda a derecha se observa la vista oclusal de los pilares de 2° a 5° de ángulo de cono.



FIGURA 37. Detalle de los pilares cónicos.

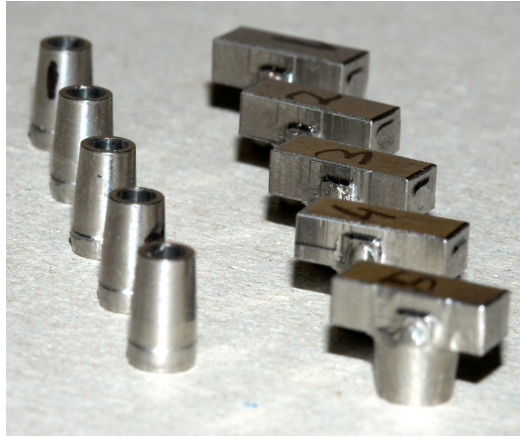


FIGURA 38. Detalle de los cinco pilares y sus cinco cofías respectivas, ya numeradas.



FIGURA 39. Detalle de dos cofías de ángulo de cono diferente.

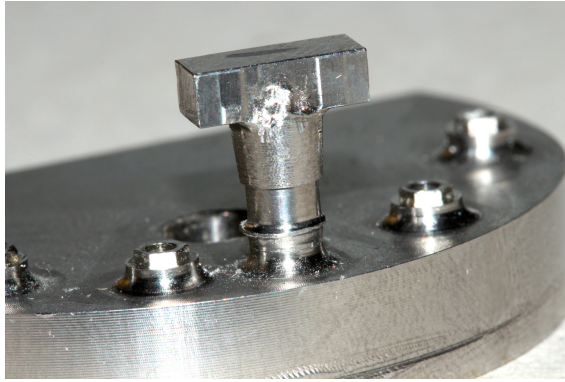


FIGURA 40. Pilar atornillado sobre el soporte, con la cofia insertada y asentada en su posición final.

Se fabricaron cinco probetas de cada ángulo de cono, dando como resultado 40 pilares y 40 cofias, es decir 40 probetas del sistema de dobles coronas.

Se recuerda que para esta investigación solo se usarán 20 probetas y 20 pilares.

Todo el proceso de diseño y fabricación tanto del soporte como de las probetas se realizó en la compañía Nemotec, en sus instalaciones de Arroyomolinos.

4.5 ELECCIÓN DE SUSTRATOS

Para esta investigación, se decide interponer un sustrato intermedio entre la cofia primaria y la secundaria y así ver su resultado.

Los sustratos elegidos corresponden a un aceite lubricante (aceite de oliva virgen extra marca COOSUR) y a un material más espeso. El elegido fue un Gel de Clorhexidina de la marca PERIOKIN.



FIGURA 41. Sustratos y pipetas utilizadas

Con respecto a la elección del aceite, se reporta diferencias entre los aceites comercializados de calidad, sabor, pureza... pero no acerca de su fricción o resistencia. Por eso nos decantamos por un aceite de oliva virgen extra, al considerar que sus propiedades de viscosidad y densidad son mayores.

La elección del gel de clorhexidina fue por razones prácticas y características físicas. Es un gel muy viscoso, con ciertas características adhesivas, baja fluidez. Las razones prácticas eran la disponibilidad que se tiene en clínica de este gel o sucedáneos.

Para su colocación en las probetas, se utilizaron dos pipetas estándar. La cantidad que se utilizó para cada medición fue una gota del sustrato utilizado. Después de esto, se limpiaba con papel y se aplicaba aire comprimido para terminar con los restos del sustrato.

4.6 MEDICIÓN DE LA FUERZA DE RETENCIÓN

Para la medición de la fuerza de retención de las probetas se opta por una máquina de ensayos estáticos y de fatiga Zwick/Roell, modelo BT1-FR2.5TS.D14 y número de serie 179392, calibrada (ver anexos) de la empresa Euroortodoncia S.L. (Figs. 52,53). Esta máquina trabaja conectada a un ordenador y nos permite realizar ensayos de flexión-tracción de hasta 2500 N con una velocidad de ensayo que oscila entre 0.001-3000mm/min siendo esta independiente de la carga.

Este tipo de máquinas están especialmente diseñadas para ensayos mecánicos con poca fuerza. Para este estudio se realizaron ensayos de tracción para medir el momento de fuerza de rotura, que coincide con el momento en el que el sistema de dobles coronas deja de funcionar, es decir, la cofia se separa del pilar y desaparece la fuerza de adherencia o retención producida por el contacto entre las superficies de los elementos retentivos.

Todas las mediciones fueron realizadas por el Departamento de Ingeniería de la empresa Euroortodoncia S.L. ubicada en Alcorcón (Madrid). La empresa Euroortodoncia S.L. está especializada en tecnologías de fabricación manufacturera, microfabricación, ingeniería de precisión y nanotecnologías en el campo de la ortodoncia. Esta empresa ha implantando y certificado la norma ISO 14001, para asegurar que el proceso productivo de fabricación se realiza con el mayor respeto medioambiental.



FIGURA 42. Sala del Departamento de Ingeniería de Euroortodoncia S.L. donde se encuentra la máquina de ensayos Zwick/Roell.



FIGURA 43. Máquina de ensayos Zwick/Roell.

Las mediciones se realizaron durante tres días consecutivos en las mismas condiciones de temperatura y humedad, aproximadamente 24,8°C y 32,3% respectivamente (Fig. 43-44) y por el mismo operador.



FIGURA 44. Condiciones ambientales durante las mediciones.

Para traccionar de la "T" de la cofia, se fabricó un útil (Fig. 45) de acero inoxidable, que fuera resistente, autocentrable y se acoplara al gancho del captador de fuerza (Fig. 46)

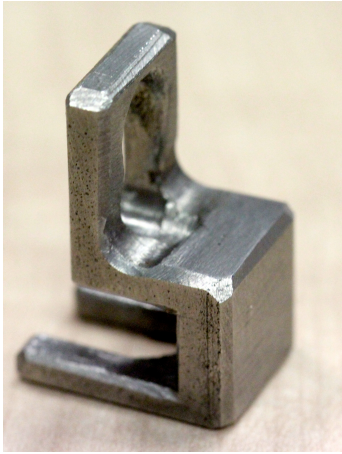


FIGURA 45. Útil para traccionar de la cofia en la máquina.

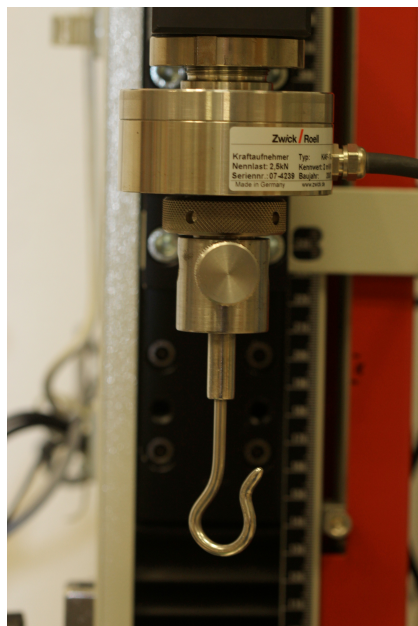


FIGURA 46. Captador y gancho de la máquina.

Una vez que tuvimos preparados todos los elementos necesarios para realizar las mediciones, procedimos a colocar el soporte en la brida de la máquina de ensayos. Atornillamos uno de los pilares con un tornillo hexagonal de titanio de 1.20mm (GT Medical, España), se colocó la cofia del ángulo de cono correspondiente y procedimos a ajustar la posición de inicio para registrarla mediante el programa

informático de la máquina y reproducirla siempre para cada uno de los ensayos de tracción que se realizarían posteriormente (Fig. 47 A-D).

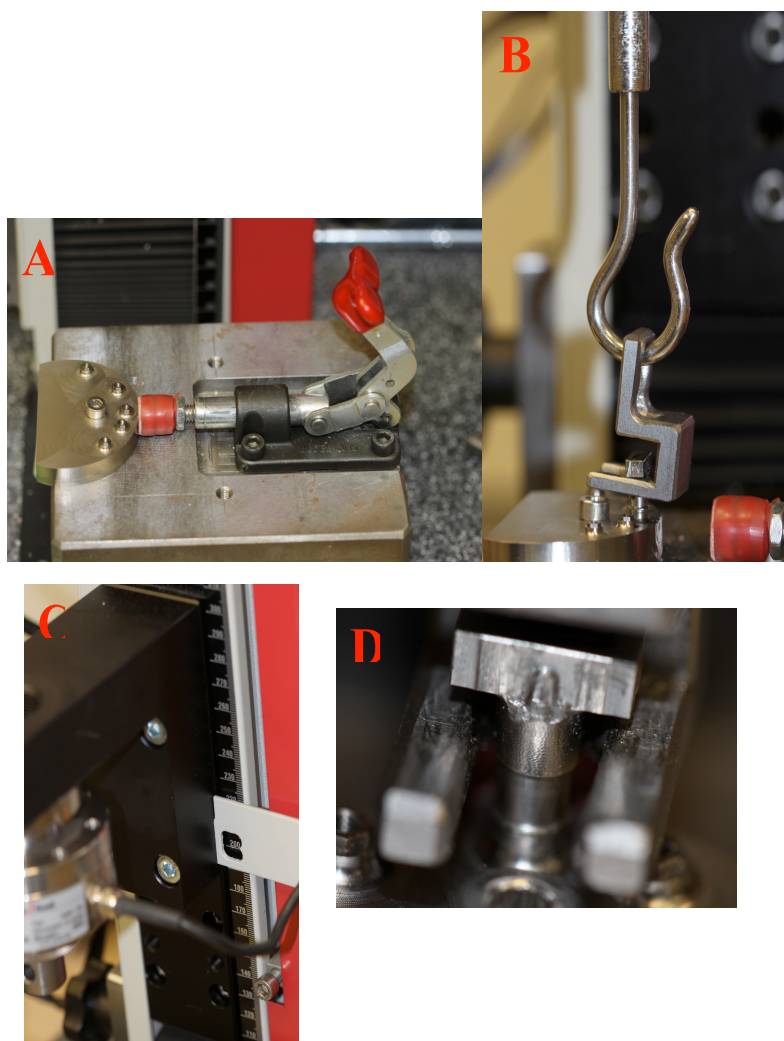


FIGURA 47. A) Se observa como se coloca y sujeta el soporte en la máquina de ensayos. B) Útil colocado en el gancho centrado con el eje vertical de la máquina. C) Ajuste posición inicial del ensayo. D) Detalle de la colocación del útil en la cofia para traccionar de ella.

Se configuró el programa del ensayo de tracción con una precarga de 0,5N y una velocidad de 1mm/min. El proceso que se llevó a cabo para todas las probetas del estudio fue siempre el mismo. Sobre el soporte, siempre colocado en la misma posición y fijado al soporte de la máquina mediante un tornillo largo de acero (Fig. 47A) y que no se retiró en ningún momento hasta la finalización de las mediciones, se atornilló en la conexión hexagonal central, el pilar correspondiente, mediante un tornillo hexagonal de titanio de 1.20mm (GT Medical, España) con un torque de 20N, el recomendado por la casa comercial, con una llave dinamométrica nueva con torque variable. Para cada juego de probetas de empleo un tornillo nuevo. Se situó la cofia sobre el pilar hasta llegar a su posición final y se aplicó una carga de 30N. Se colocó el útil para traccionar de la cofia en el gancho del captador de fuerza, se reinicia la posición inicial del estudio determinada anteriormente, se sitúa el útil en la “T”, se vuelve a reiniciar la posición inicial a fuerza cero y se procede a comenzar el ensayo. Se tomaron cinco mediciones por cada probeta de la fuerza de rotura en Newtons (ver anexos), la cual correspondía al momento en que el sistema perdía su función retentiva al perder el contacto entre las superficies de los elementos retentivos.

4.7 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para el análisis estadístico se ha utilizado la aplicación IBM SPSS Statistics 20. Las herramientas y técnicas estadísticas utilizadas han sido: análisis exploratorio y descriptivos clásicos de variables cuantitativas con test de bondad de ajuste al modelo normal de Gauss (Kolmogorov-Smirnov) y diagramas de caja para la detección de valores atípicos (*outliers*); pruebas de significación posteriori de Tukey y Test no paramétricos de Kruskal-Wallis y Wilcoxon, estimación de modelos predictivos de regresión: lineal, cuadrático, cúbico, logarítmico, etc., calculando parámetros y bondad de ajuste R².

El estudio presenta una variable categórica con cinco niveles, que corresponde con el número de probeta de cada ángulo de cono y tres variables cuantitativas, una sería la variable independiente, cada uno de los cuatro ángulos de cono a estudiar, otro

el sustrato y por último, la variable dependiente, la fuerza de retención obtenida en cada ensayo.

Finalmente los datos obtenidos por cada juego de cinco probetas del mismo ángulo de cono fueron 25, dando un total de 100 mediciones para cada sustrato, ya que estudiamos cuatro ángulos diferentes con tres sustratos diferentes, En total, 300 mediciones.

5. RESULTADOS

5.1 FUERZA DE RETENCIÓN EN FUNCIÓN DEL ÁGULO DE CONO

Lo primero que vamos a observar es el análisis estadístico en el que se comparan entre sí los resultados obtenidos en las cuatro probetas de cada uno de los ángulos de cono con los diferentes sustratos.

No podemos fabricar un modelo predictivo con la totalidad de los datos ($N=300$) puesto que se realizan medidas repetidas (cinco ensayos por cada probeta) dentro de cada ángulo y aportamos diferentes sustratos. Por tanto, el objetivo de esta primera parte es determinar si a cada ángulo de cono se le puede hacer corresponder un único valor de fuerza de retención, o bien se deben de emplear más de uno con la intención de ganar en fiabilidad minimizando en lo posible los errores de estimación del futuro modelo.

Para esta comparación se define como variable dependiente, los valores de fuerza y como variable independiente o factor diferencial el número de probeta dentro de ángulo de cono (cuatro categorías por ángulo) y sustrato (tres tipos de sustratos). Por ello las técnicas estadísticas más adecuadas son el Análisis de Varianza (ANOVA) de un factor de efectos fijos y Kruskal-Wallis (procedimiento NPAR TESTS) para la comparación de las variables cuantitativas entre más de dos grupos; acompañado de un test a posteriori de contraste múltiple, en esta se opta por Tukey que es uno de los más utilizados.

Antes de esto, es necesario realizar un análisis exploratorio y descriptivo de la variable dependiente, atendiendo a la existencia o no de valores atípicos fuera de rango (*outliers*) y al grado de ajuste al modelo de la campana de Gauss. Este análisis se realiza tanto con el conjunto total de valores, como con cada uno de los subconjuntos. La muestra total se compone de 300 valores, procedentes de las medidas repetidas en cinco ensayos en cada una de las cinco probetas con cuatro ángulos de cono distintos y tres sustratos diferentes.

A continuación se procederá a comparar los resultados entre probetas en cada grado de conicidad y por sustratos:

1. Sustrato de referencia (sin sustrato)

Los valores descriptivos de la variable se resumen en la tabla 3:

Descriptivos^a

		Estadístico	Error típ.
fuerza máxima	Media	98,433000	3,7697882
	Intervalo de confianza para la media al 95%		
	Límite inferior	90,952922	
	Límite superior	105,913078	
	Media recortada al 5%	96,274444	
	Mediana	91,000000	
	Varianza	1421,130	
	Desv. típ.	37,6978821	
	Mínimo	53,6000	
	Máximo	189,0000	
	Rango	135,4000	
	Amplitud intercuartil	57,8250	
	Asimetría	,787	
	Curtosis	-,522	
fuerza rotura	Media	98,182000	3,7799058
	Intervalo de confianza para la media al 95%		
	Límite inferior	90,681847	
	Límite superior	105,682153	
	Media recortada al 5%	96,000000	

Mediana	91,000000	
Varianza	1428,769	
Desv. típ.	37,7990577	
Mínimo	53,6000	
Máximo	189,0000	
Rango	135,4000	
Amplitud intercuartil	57,8250	
Asimetría	,784	,241
Curtosis	-,519	,478

Tabla 3: Estadísticos descriptivos. Muestra general

Prueba no paramétrica:

Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra^c

	fuerza máxima	fuerza rotura
N	100	100
Parámetros normales ^{a,b} Media	98,433000	98,182000
Desviación típica	37,6978821	37,7990577
Diferencias más Absoluta	,140	,137
extremas Positiva	,140	,137
Negativa	-,117	-,119
Z de Kolmogorov-Smirnov	1,401	1,372

Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra^c

	fuerza máxima	fuerza rotura
N	100	100
Parámetros normales ^{a,b} Media	98,433000	98,182000
Desviación típica	37,6978821	37,7990577
Diferencias más Absoluta	,140	,137
extremas Positiva	,140	,137
Negativa	-,117	-,119
Z de Kolmogorov-Smirnov	1,401	1,372
Sig. asintót. (bilateral)	,040	,046

Tabla 4: Prueba no paramétrica

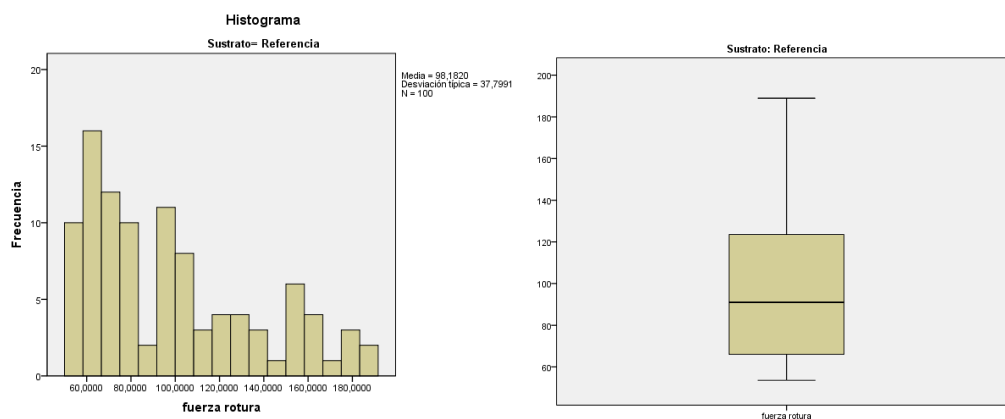


Figura 48: A) Histograma sustrato referencia. B) Diagrama de caja sustrato referencia.

- Ángulo de cono 2°:

Descriptivos^a

		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
fuerza rotura	1	5	138,800 000	17,28293 96	7,72916 55	117,3403 96	160,2596 04	122,0 000	164,0 000
	2	5	166,200 000	16,90266 25	7,55910 05	145,2125 72	187,1874 28	137,0 000	177,0 000
	3	5	145,600 000	11,34900 88	5,07543 10	131,5083 44	159,6916 56	129,0 000	155,0 000
	4	5	158,800 000	16,84339 63	7,53259 58	137,8861 61	179,7138 39	139,0 000	184,0 000
	5	5	160,800 000	25,07389 08	11,2133 849	129,6666 52	191,9333 48	124,0 000	189,0 000
	Tot al	25	154,040 000	19,47322 95	3,89464 59	146,0018 46	162,0781 54	122,0 000	189,0 000

Tabla 5: Estadísticos descriptivos ángulo 2°.

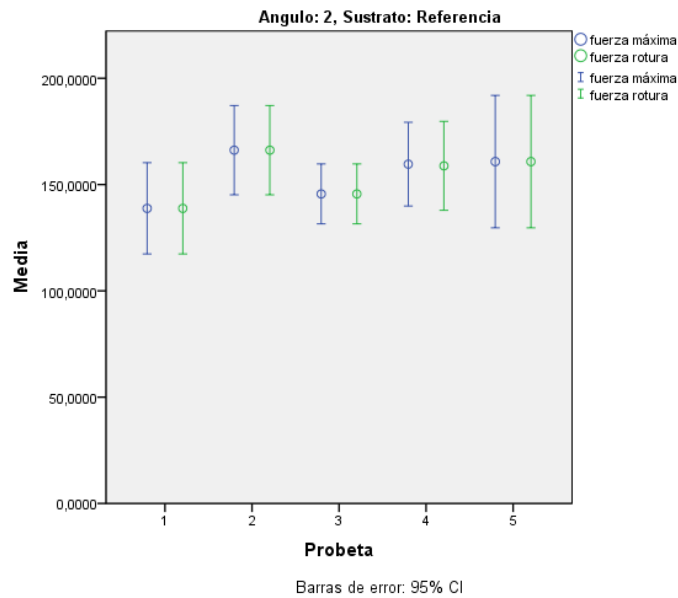


FIGURA 49: Diagrama de caja

La tabla 5 contiene los valores descriptivos de los cinco ensayos realizados en cada probeta. No existen diferencias significativas entre las variables ($p=0.134$ en ANOVA y $p=0.117$) en cada grupo de las cinco probetas, por lo que los valores se pueden considerar un único conjunto con una media total de fuerza de retención de 154,04N.

- Ángulo de cono 3°:

Descriptivos^a

		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
fuerza rotura	1	5	111,9400	12,1271596	5,4234306	96,8821437	126,997857	94,7000	128,0000

2	5	103,0800 00	11,583048 0	5,18009 65	88,697746	117,46225 4	94,100 0	123,00 00
3	5	93,44000 0	10,339874 3	4,62413 24	80,601350	106,27865 0	82,100 0	105,00 00
4	5	99,74000 0	4,5019996	2,01335 54	94,150029	105,32997 1	95,600 0	107,00 00
5	5	105,7600 00	7,6738517	3,43185 08	96,231655	115,28834 5	93,800 0	115,00 00
Tota 1	25	102,7920 00	10,832009 7	2,16640 19	98,320766	107,26323 4	82,100 0	128,00 00

Tabla 6: Estadísticos descriptivos ángulo 3°.

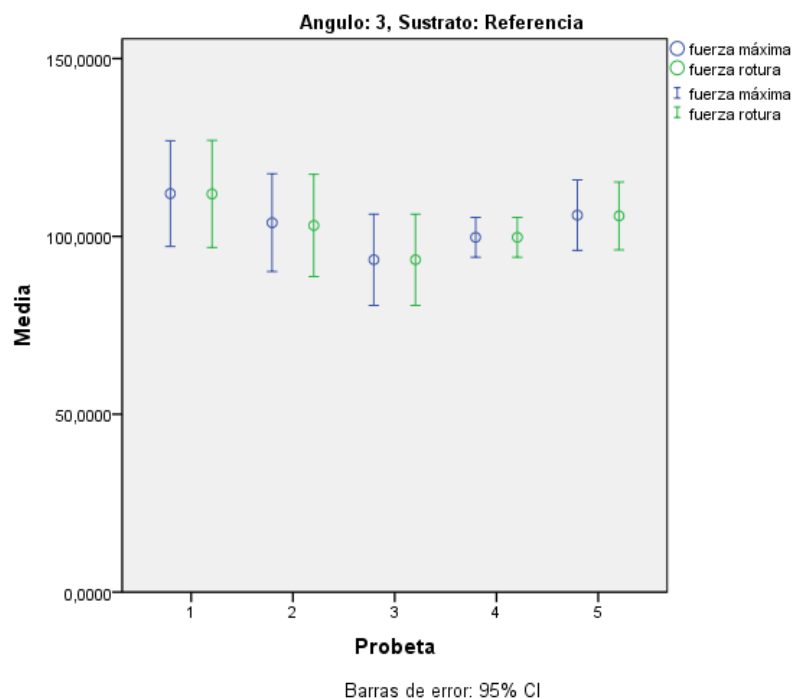


FIGURA 50: Diagrama de caja

La tabla 6 contiene los resultados del ángulo 3. De nuevo, los valores de la variable tienen una distribución normal que no se aleja significativamente del modelo normal ($p=0,072$ en ANOVA y $p=0,145$ en Kruskal-Wallis). Al comparar las medias obtenidas durante los cinco ensayos se han encontrado diferencias con significación estadística con $p<0,05$. El test múltiple posterior ha determinado un subgrupo con medias internamente homogéneas pero diferentes entre sí (probeta 1 y probeta 3 con $p=0,047$)

- Ángulo de cono 4°:

Descriptivos^a

		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
fuerza de rotura	1	5	57,000	2,049390	,91651	54,45534	59,54465	54,70	59,50
			000	2	51	6	4	00	00
	2	5	65,220	10,59278	4,7372	52,06732	78,37267	53,60	77,90
			000	06	355	6	4	00	00
	3	5	72,960	11,97989	5,3575	58,08499	87,83501	63,70	93,20
			000	98	741	0	0	00	00
	4	5	74,980	9,980581	4,4634	62,58747	87,37252	62,00	89,00
			000	1	516	2	8	00	00
	5	5	79,800	9,029950	4,0383	68,58783	91,01216	67,80	93,00
			000	2	165	6	4	00	00
	Total	25	69,992	11,85249	2,3704	65,09953	74,88446	53,60	93,20
			000	34	987	1	9	00	00

Tabla 7: Estadísticos descriptivos ángulo 4°.

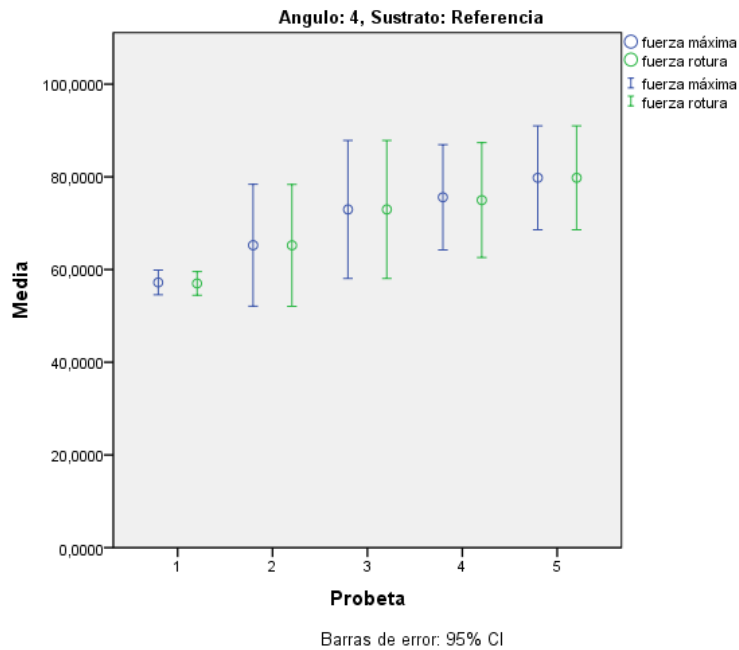


FIGURA 51: Diagrama de caja

Los resultados se resumen en la tabla 7. Esta vez, los resultados no se distribuyen dentro de un modelo tipo campana de Gauss ($p > 0,05$). Por esto, se puede afirmar que existen diferencias significativas al 95% ($p = 0,009$ en ANOVA y $p = 0,01$ en Kruskal-Wallis). Los valores outlier que se encuentran son entre la probeta 1 y 4 (aunque muy sutil) y 1 y 5, mas atípico.

- Ángulo de cono 5°:

Descriptivos^a

	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		

fuerza	1	5	64,900	7,283543	3,2572	55,85628	73,94371	56,60	74,20
rotura			000	1	995	7	3	00	00
	2	5	60,940	4,759516	2,1285	55,03027	66,84972	56,20	68,50
			000	8	206	9	1	00	00
	3	5	71,120	11,35878	5,0798	57,01620	85,22379	55,90	82,50
			000	51	031	5	5	00	00
	4	5	69,420	10,08151	4,5085	56,90214	81,93785	59,10	83,90
			000	77	918	2	8	00	00
	5	5	63,140	5,523404	2,4701	56,28178	69,99821	56,20	69,00
			000	7	417	7	3	00	00
Tot		25	65,904	8,445338	1,6890	62,41793	69,39006	55,90	83,90
al			000	0	676	6	4	00	00

Tabla 8: Estadísticos descriptivos ángulo 5°.

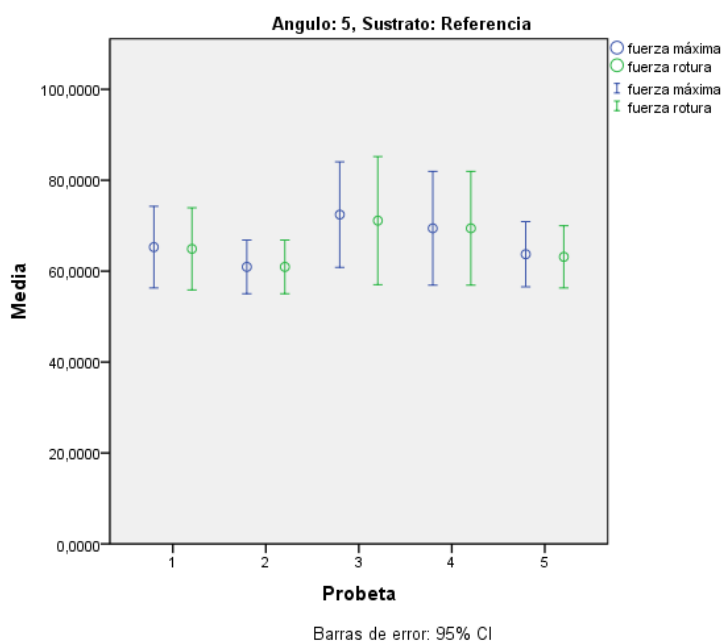


FIGURA 52: Diagrama de caja

La tabla 8 muestra los resultados sobre las probetas de ángulo 5° con sustrato de referencia. Una vez más los datos se ajustan bien al modelo normal de Gauss ($p=0,286$ en ANOVA y $p=0,405$ en Kruskal-Wallis) y no existen diferencias estadísticamente significativas entre las probetas. Internamente, mediante el test de Tukey no se observan diferencias entre cada una de las probetas.

2. Sustrato aceite de oliva virgen extra

Descriptivos^a

		Estadístico	Error típ.
fuerza máxima	Media	36,977000	1,7423106
	Intervalo de confianza para la media al 95%		
	Límite inferior	33,519878	
	Límite superior	40,434122	
	Media recortada al 5%	35,906667	
	Mediana	34,000000	
	Varianza	303,565	
	Desv. típ.	17,4231058	
	Mínimo	13,5000	
	Máximo	88,5000	
	Rango	75,0000	

	Amplitud intercuartil	27,6750	
	Asimetría	,822	,241
	Curtosis	-,041	,478
fuerza rotura	Media	35,552000	1,5964262
	Intervalo de confianza Límite inferior para la media al 95%	32,384344	
	Límite superior	38,719656	
	Media recortada al 5%	34,601111	
	Mediana	33,650000	
	Varianza	254,858	
	Desv. típ.	15,9642624	
	Mínimo	13,5000	
	Máximo	83,8000	
	Rango	70,3000	
	Amplitud intercuartil	24,8750	
	Asimetría	,754	,241
	Curtosis	-,073	,478

Tabla 9: Estadísticos descriptivos. Muestra general

Pruebas no paramétrica:

Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra^c

	fuerza máxima	fuerza rotura
N	100	100
Parámetros normales ^{a,b} Media	36,977000	35,552000
Desviación típica	17,4231058	15,9642624
Diferencias más Absoluta	,107	,113
extremas Positiva	,107	,113
Negativa	-,092	-,085
Z de Kolmogorov-Smirnov	1,067	1,129
Sig. asintót. (bilateral)	,205	,156

Tabla 10: Pruebas no paramétricas

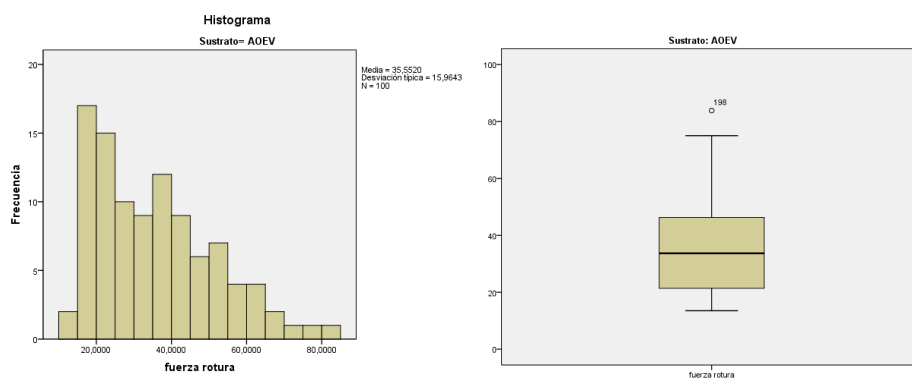


FIGURA 53: A)Histograma sustrato referencia. B) Diagrama de caja sustrato referencia.

- Ángulo de cono 2°:

Descriptivos^a

		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
fuerza rotura	1	5	61,880000	4,5920584	2,0536309	56,178206	67,581794	58,6000	69,5000
	2	5	46,360000	3,8565529	1,7247029	41,571457	51,148543	41,8000	50,7000
	3	5	47,320000	5,7508260	2,5718476	40,179406	54,460594	37,8000	52,2000
	4	5	63,340000	4,5752596	2,0461183	57,659065	69,020935	59,8000	70,9000
	5	5	65,920000	13,9682497	6,2467912	48,576127	83,263873	50,4000	83,8000
	Total	25	56,964000	10,9786110	2,1957222	52,432252	61,495748	37,8000	83,8000

Tabla 11: Estadísticos descriptivos ángulo 2°.

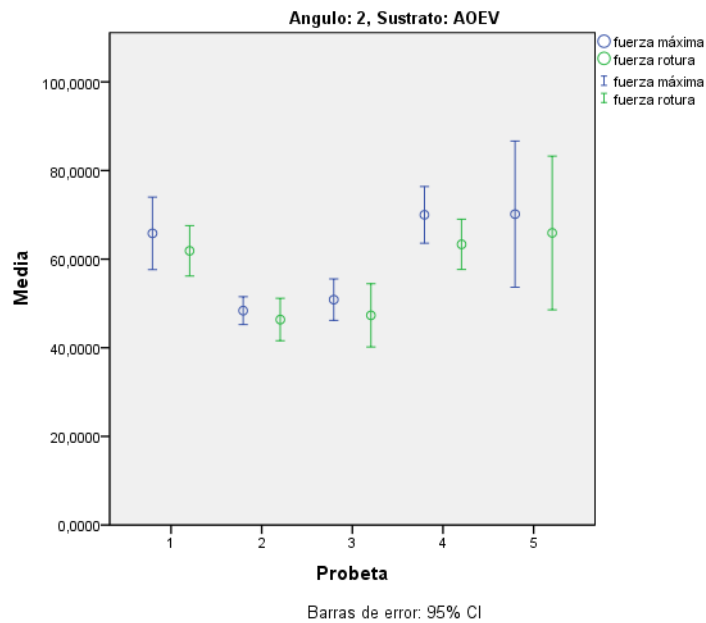


FIGURA 54: Diagrama de caja

Los resultados de los análisis se resumen en la tabla 11. Existen diferencias significativas al 95% ($p=0,001$ en ANOVA y $p=0,002$ en Kruskal-Wallis). Las probetas que son diferentes son la 1 con la 2, la 1 con la 3, la 2 y 4, la 2 y 5, la 3 con 4 y la 3 con la 5.

- Ángulo de cono 3°:

Descriptivos^a

	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
					Límite inferior	Límite superior		
fuerza 1 rotura	5	44,560 000	5,376616 0	2,4044 958	37,88404 9	51,23595 1	38,50 00	52,30 00

2	5	34,360 000	4,125287 9	1,8448 848	29,23777 9	39,48222 1	28,20 00	38,90 00
3	5	30,980 000	4,625148 6	2,0684 294	25,23711 9	36,72288 1	25,20 00	36,20 00
4	5	38,180 000	5,328883 6	2,3831 492	31,56331 7	44,79668 3	30,40 00	43,50 00
5	5	42,980 000	4,528465 5	2,0251 913	37,35716 7	48,60283 3	36,90 00	48,40 00
Tot al	25	38,212 000	6,818316 0	1,3636 632	35,39753 7	41,02646 3	25,20 00	52,30 00

Tabla 12: Estadísticos descriptivos ángulo 3°.

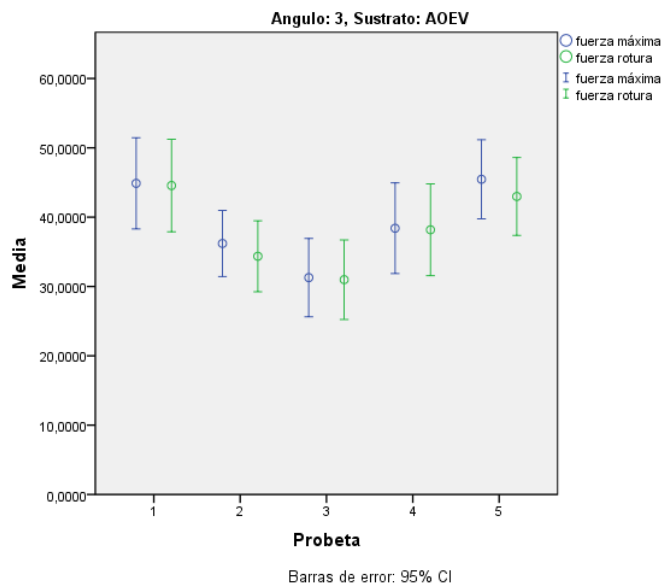


FIGURA 55: Diagrama de caja

Los resultados del análisis se encuentran en la tabla 12. De nuevo los valores de los cinco grupos no se acomodan dentro de un modelo de campana de Gauss ($p>0,05$). Existen diferencias significativas al 95% ($p=0,001$ en ANOVA y $p=0,005$ en Kruskal-Wallis). Los outlier diferentes, según el test de Tukey son las probetas 1 con 2, 1 con 3, 2 con 5 y 3 con 5.

- Ángulo de cono 4°:

Descriptivos^a

		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
fuerza rotura	1	5	19,760 000	4,195592 9	1,8763 262	14,55048 3	24,96951 7	14,40 00	25,30 00
	2	5	37,440 000	3,093218 4	1,3833 293	33,59926 2	41,28073 8	32,50 00	41,00 00
	3	5	18,240 000	1,633401 4	,73047 93	16,21186 4	20,26813 6	16,50 00	20,50 00
	4	5	18,540 000	2,377603 8	1,0632 968	15,58781 5	21,49218 5	15,50 00	21,40 00
	5	5	21,500 000	2,885307 6	1,2903 488	17,91741 7	25,08258 3	17,70 00	25,50 00
	Total	25	23,096 000	7,890103 5	1,5780 207	19,83912 5	26,35287 5	14,40 00	41,00 00

Tabla 13: Estadísticos descriptivos ángulo 4°.

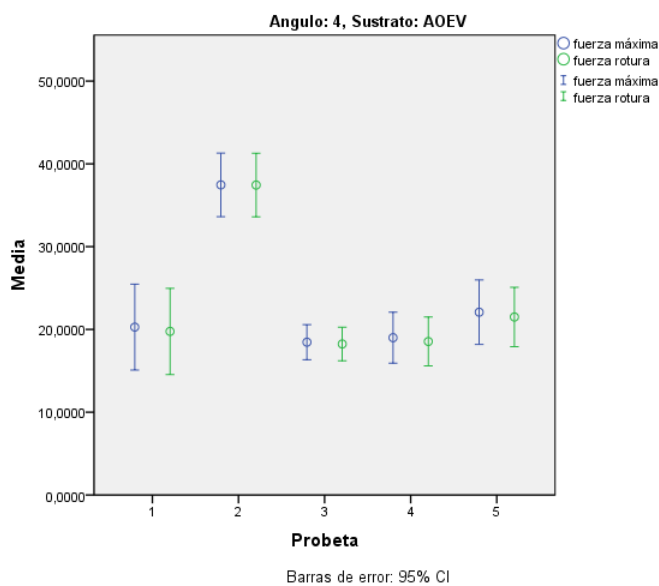


FIGURA 56: Diagrama de caja

El resumen de este análisis se presenta en la tabla 13. En este caso, existen diferencias significativas al 95% ($p < 0,001$ en ANOVA y $p = 0,007$ en Kruskal-Wallis). Según el test de Tukey, las probetas son iguales excepto todas las relacionadas con la número 2 (2 con 1, 2 con 3, 2 con 4 y 2 con 5).

- Ángulo de cono 5°:

Descriptivos^a

		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
fuerza 1	rotura	5	18,240000	3,0590848	1,3680643	14,441644	22,038356	13,5000	21,5000
	2	5	19,740000	3,5913786	1,6061133	15,280715	24,199285	15,8000	24,7000

3	5	28,500 000	3,607630 8	1,6133 815	24,02053 5	32,97946 5	24,40 00	34,30 00
4	5	31,160 000	3,194213 5	1,4284 957	27,19386 0	35,12614 0	28,00 00	34,90 00
5	5	22,040 000	2,362837 3	1,0566 930	19,10615 0	24,97385 0	19,60 00	24,70 00
Tot al	25	23,936 000	5,907402 1	1,1814 804	21,49754 4	26,37445 6	13,50 00	34,90 00

Tabla 14: Estadísticos descriptivos ángulo 5°.

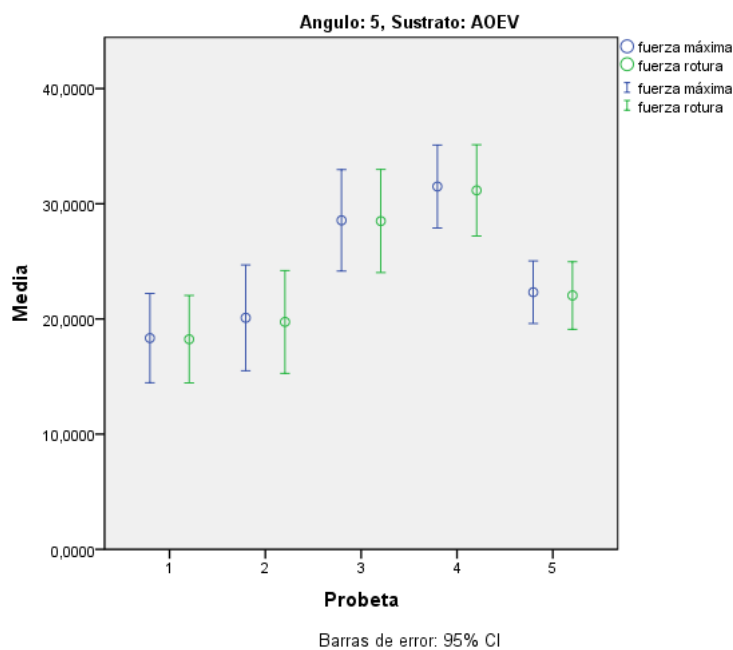


FIGURA 57: Diagrama de caja

Los resultados de la tabla 14 indican que los datos no se acomodan al modelo de la campana de Gauss ($p > 0,05$), por lo que existen diferencias significativas al 95%

($p < 0,001$ en ANOVA y $p = 0,001$ en Kruskal-Wallis) entre las probetas. Las probetas son iguales excepto la 1 con la 3 y con la 4, la 2 con la 3 y 4, la 3 con la 5 y la 4 con la 5.

3. Sustrato gel clorhexidina

Descriptivos^a

		Estadístico	Error típ.
fuerza máxima	Media	75,787000	1,6096857
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	
		Límite superior	
	Media recortada al 5%	72,593034	
		78,980966	
	Media recortada al 5%	75,520000	
	Mediana	74,550000	
	Varianza	259,109	
	Desv. típ.	16,0968574	
	Mínimo	44,1000	
	Máximo	114,0000	
	Rango	69,9000	
	Amplitud intercuartil	21,2750	
fuerza rotura	Asimetría	,276	,241
	Curtosis	-,367	,478
fuerza rotura	Media	75,618000	1,5999459
	Intervalo de confianza para la media al 95%	Límite inferior	
		Límite superior	
		72,443360	
		78,792640	

Media recortada al 5%	75,354444	
Mediana	74,150000	
Varianza	255,983	
Desv. típ.	15,9994595	
Mínimo	44,1000	
Máximo	114,0000	
Rango	69,9000	
Amplitud intercuartil	21,3250	
Asimetría	,272	,241
Curtosis	-,372	,478

Tabla 15: Estadísticos descriptivos. Muestra general

Pruebas no paramétricas:

Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra^c

	fuerza máxima	fuerza rotura
N	100	100
Parámetros normales ^{a,b} Media	75,787000	75,618000
Desviación típica	16,0968574	15,9994595
Diferencias más Absoluta	,047	,045

extremas	Positiva	,047	,045
	Negativa	-,043	-,035
Z de Kolmogorov-Smirnov		,475	,453
Sig. asintót. (bilateral)		,978	,986

Tabla 16: Pruebas no paramétricas

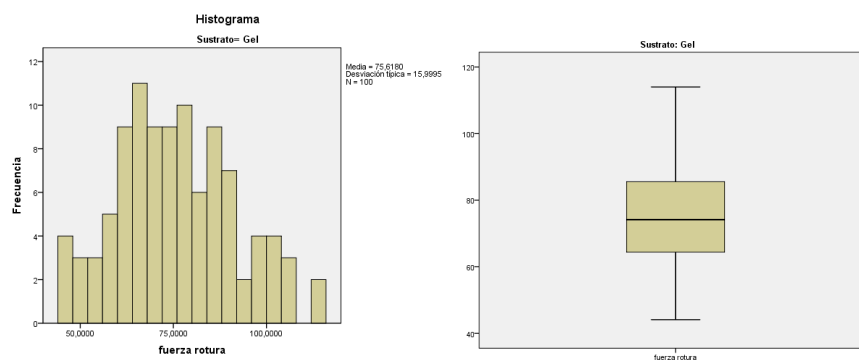


FIGURA 58: A)Histograma sustrato referencia. B) Diagrama de caja sustrato referencia.

- Ángulo de cono 2°:

Descriptivos^a

	N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%	Mínimo	Máximo

					Límite inferior	Límite superior		
fuerza	1	5	90,3200	8,361638	3,7394	79,93765	100,7023	83,70
rotura			00	6	385	4	46	00
	2	5	80,1800	1,263724	,56515	78,61087	81,74912	78,30
			00	7	48	9	1	00
	3	5	79,5000	12,15586	5,4362	64,40650	94,59349	65,10
			00	28	671	3	7	00
	4	5	102,800	10,75639	4,8104	89,44417	116,1558	85,00
			000	34	054	4	26	000
	5	5	82,6800	12,32830	5,5133	67,37239	97,98760	70,00
			00	08	837	3	7	000
Tot al	25		87,0960	12,67883	2,5357	81,86243	92,32956	65,10
			00	67	673	3	7	000

Tabla 17: Estadísticos descriptivos ángulo 2°.

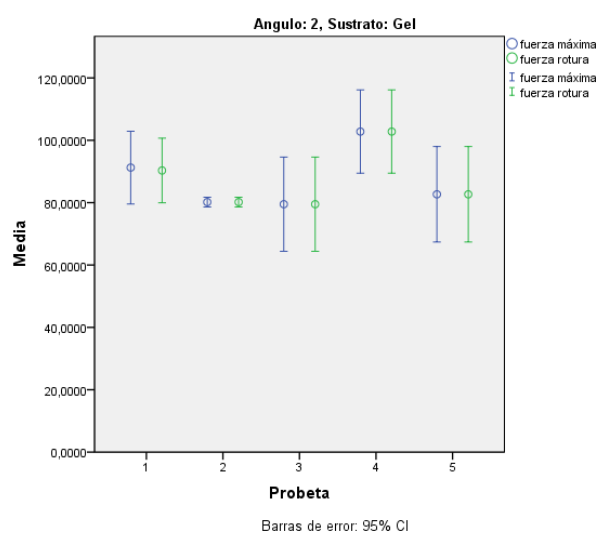


FIGURA 59: Diagrama de caja

La tabla 17 resume los resultados. Existen diferencias significativas también entre las probetas ($p=0,006$ en ANOVA y $p=0,024$ en Kruskal-Wallis). Según el test de Tukey, las probetas diferentes entre sí fueron la 2 con la 4, la 3 con la 4 y la 4 con la 5.

- Ángulo de cono 3°:

Descriptivos^a

		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
fuerza rotura	1	5	70,400 000	7,135474 8	3,1910 813	61,54013 8	79,25986 2	58,30 00	76,800 0
	2	5	76,700 000	15,74722 20	7,0423 718	57,14724 1	96,25275 9	60,10 00	97,200 0
	3	5	73,960 000	8,578344 8	3,8363 524	63,30857 8	84,61142 2	64,70 00	87,200 0
	4	5	98,160 000	13,58613 26	6,0759 032	81,29058 8	115,0294 12	79,60 00	114,00 00
	5	5	83,820 000	11,59728 42	5,1864 631	69,42007 0	98,21993 0	64,40 00	93,500 0
	Tot al	25	80,608 000	14,68635 76	2,9372 715	74,54577 0	86,67023 0	58,30 00	114,00 00

Tabla 18: Estadísticos descriptivos ángulo 3°.

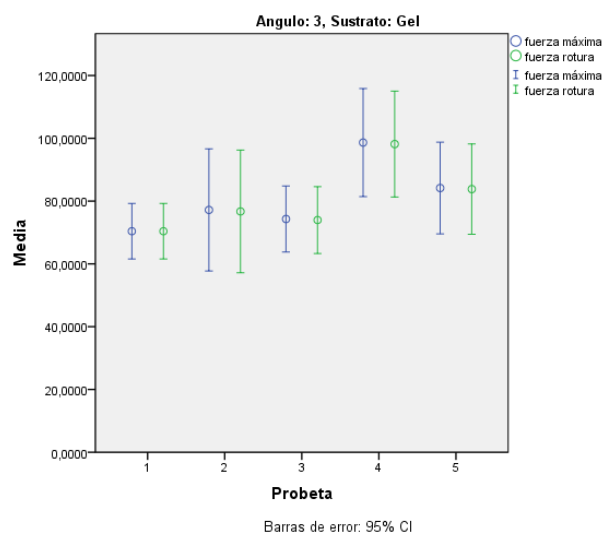


FIGURA 60: Diagrama de caja

Los resultados se muestran en la tabla 18. Otra vez, existen diferencias significativas al 95% entre las probetas en ambas fuerzas ($p=0,11$ en ANOVA y $p=0,034$ en Kruskal-Wallis). Según el test de Tukey, los outlier diferentes fueron la 1 con la 4 y la 3 con la 4.

- Ángulo de cono 4°:

Descriptivos^a

		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
fuerza	1	5	76,480	12,87524	5,7579	60,49326	92,46673	64,60	98,10
rotura			000	76	858	9	1	00	00
	2	5	72,780	9,769953	4,3692	60,64900	84,91100	60,50	85,90
			000	9	562	0	0	00	00

3	5	80,500 000	9,676776 3	4,3275 859	68,48469 5	92,51530 5	72,30 00	95,50 00
4	5	59,340 000	7,760992 2	3,4708 212	49,70345 5	68,97654 5	49,50 00	71,00 00
5	5	55,660 000	8,406723 5	3,7596 010	45,22167 4	66,09832 6	45,10 00	65,00 00
Tot al	25	68,952 000	13,40370 35	2,6807 407	63,41922 3	74,48477 7	45,10 00	98,10 00

Tabla 19: Estadísticos descriptivos ángulo 4°.

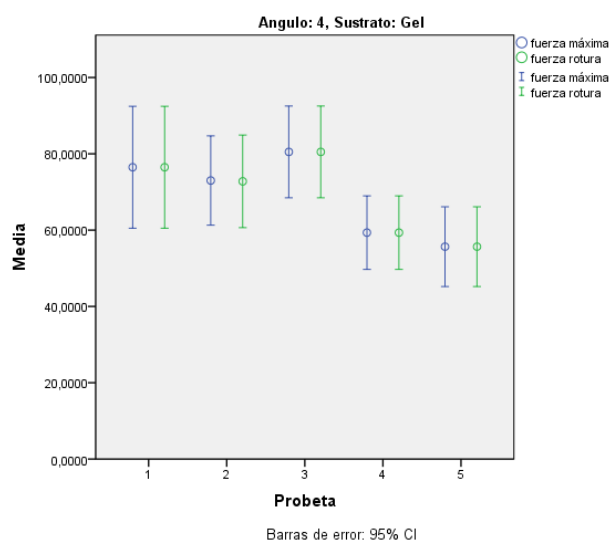


FIGURA 61: Diagrama de caja

Los resultados se muestran en la tabla 19. Otra vez, se puede afirmar que existen diferencias significativas al 95% ($p=0,002$ en ANOVA y $p=0,005$ en Kruskal-Wallis). Esta vez, las diferencias se encuentran entre las probetas 1 y 5 y 3 con 4 y con 5.

- Ángulo de cono 5:

Descriptivos^a

		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
fuerza rotura	1	5	71,360 000	12,43515 18	5,5611 689	55,91972 0	86,80028 0	53,50 00	82,400 0
	2	5	57,180 000	9,406221 3	4,2065 901	45,50063 4	68,85936 6	44,10 00	69,500 0
	3	5	57,660 000	13,14526 53	5,8787 414	41,33799 7	73,98200 3	47,00 00	75,500 0
	4	5	63,220 000	4,415540 7	1,9746 898	57,73738 2	68,70261 8	56,00 00	67,100 0
	5	5	79,660 000	15,60522 35	6,9788 681	60,28355 6	99,03644 4	63,80 00	101,00 00
	Total	25	65,816 000	13,79443 37	2,7588 867	60,12193 8	71,51006 2	44,10 00	101,00 00

Tabla 20: Estadísticos descriptivos ángulo 5°.

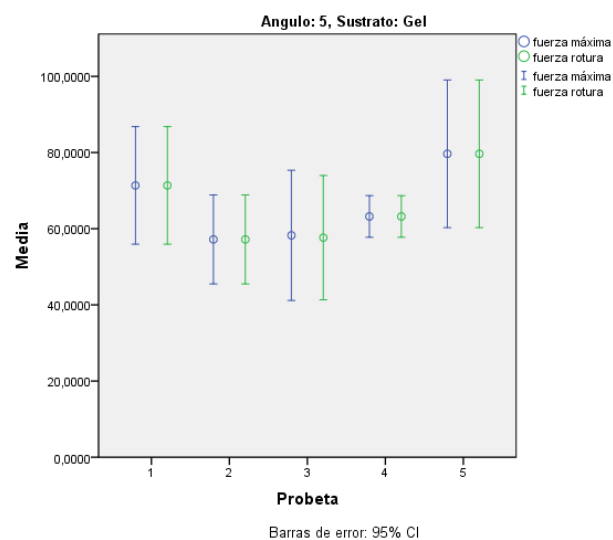


FIGURA 62: Diagrama de caja

La tabla 20 resumen los resultados obtenidos. Por último en este apartado, existen también diferencias significativas al 95% ($p=0,028$ en ANOVA y $p=0,0069$ en Kruskal-Wallis). Las comparaciones múltiples del HSD de Tukey demostraron que las probetas 2 y 5 no son iguales.

5.2 COMPARACIÓN DE LOS DIFERENTES SUSTRATOS

A continuación, se pasará a hacer una breve descripción entre los sustratos existentes según los ángulos.

- Ángulo 2°:

Estadísticos de contraste^{a,b,c}

	fuerza máxima	fuerza rotura
Chi-cuadrado	61,582	63,762

gl	2	2
Sig. asintót.	,000	,000

Tabla 21: Estadísticos de contraste ángulo 2°.

Existen diferencias significativas entre los diferentes sustratos en las probetas de ángulo de 2° ($p < 0,001$ en Kruskal-Wallis). Según la prueba de Mann-Whitney, existen diferencias entre los tres sustratos (referencia-aceite de oliva, referencia-gel, aceite de oliva-gel de clorhexidina), con un $p < 0,001$ en todos ellos.

- Ángulo 3°:

Estadísticos de contraste^{a,b,c}

	fuerza máxima	fuerza rotura
Chi- cuadrado	59,091	59,337
gl	2	2
Sig. asintót.	,000	,000

Tabla 22: Estadísticos de contraste ángulo 3°.

Existen diferencias significativas entre los diferentes sustratos en las probetas de ángulo de 3° ($p < 0,001$ en Kruskal-Wallis). Según la prueba de Mann-Whitney, existen diferencias entre los tres sustratos (referencia-aceite de oliva, referencia-gel, aceite de oliva-gel de clorhexidina), con un $p < 0,001$.

- Ángulo 4°:

Estadísticos de contraste^{a,b,c}

	fuerza máxima	fuerza rotura
Chi- cuadrado	49,412	49,399
gl	2	2
Sig. asintót.	,000	,000

Tabla 23: Estadísticos de contraste ángulo 3°.

Existen diferencias significativas entre los diferentes sustratos en las probetas de ángulo de 4° ($p < 0,001$ en Kruskal-Wallis). Según la prueba de Mann-Whitney, existen diferencias entre los sustratos de referencia y aceite y entre sustratos de aceite de oliva y gel de clorhexidina ($p < 0,001$ en ambos). Sin embargo, la combinación entre sustratos de referencia y gel de clorhexidina no son estadísticamente significativos ($p = 0,727$). Esto podría suponer buenas características similares con respecto a la fuerza.

- Ángulo de 5°:

Estadísticos de contraste^{a,b,c}

	fuerza máxima	fuerza rotura
Chi- cuadrado	49,377	49,364
gl	2	2

Estadísticos de contraste^{a,b,c}

	fuerza máxima	fuerza rotura
Chi- cuadrado	49,377	49,364
gl	2	2
Sig. asintót.	,000	,000

Tabla 24: Estadísticos de contraste ángulo 5°.

Existen diferencias significativas entre los diferentes sustratos en las probetas de ángulo de 5° ($p < 0,001$ en Kruskal-Wallis). Según la prueba de Mann-Whitney, existen diferencias entre los sustratos de referencia y aceite y entre sustratos de aceite de oliva y gel de clorhexidina ($p < 0,001$ en ambos). Sin embargo, la combinación entre sustratos de referencia y gel de clorhexidina no son estadísticamente significativos ($p = 0,839$). Lo que supone también buenas características similares de fuerza.

5.3 MODELOS DE PREDICCIÓN PROMEDIO

El objetivo de este apartado es construir un modelo pronóstico, tanto de la fuerza de retención promedio predicha desde el ángulo de cono con el sustrato, como el ángulo de cono predicho con determinado sustrato desde la fuerza de retención promedio.

Para ello se van a verificar varias opciones partiendo del modelo de regresión lineal simple y comprobando las diversas posibilidades en los modelos de relación curvilínea, para así encontrar el que mejor se ajuste para minimizar errores estimación/pronóstico.

En primer lugar, se trazó un diagrama de dispersión. Debido a la heterogeneidad de los valores, se tomaron todos para cada sustrato.

5.3.1 MODELO DE PREDICCIÓN DE LA FUERZA DE RETENCIÓN DESDE EL ÁNGULO DE CONO

Empezamos con el sustrato de referencia con los ángulos seleccionados.

Resumen del modelo y estimaciones de los parámetros^a

Variable dependiente: fuerza rotura

Ecuación	Resumen del modelo					Estimaciones de los parámetros			
	R cuadrado	F	gl1	gl2	Sig.	Constante	b1	b2	b3
Lineal	,781	348,692	1	98	,000	202,205	-29,721		
Logarítmica	,840	515,865	1	98	,000	218,629	-100,635		
Inversa	,868	645,217	1	98	,000	-,542	307,712		
Cuadrático	,879	351,935	2	97	,000	331,895	-112,251	11,790	
Cúbico	,880	354,670	2	97	,000	291,999	-73,380	,000	1,125
Potencia	,846	538,860	1	98	,000	297,019	-,982		
Exponencial	,807	408,674	1	98	,000	256,392	-,294		
Logística	,807	408,674	1	98	,000	,004	1,342		

Tabla 25. Modelos predictivos para fuerza de rotura. Sin sustrato (referencia)

La tabla 25 contiene un resumen de los diferentes modelos y estimación de parámetros con los que se ha probado. En ella se puede determinar que el modelo cúbico es el más alto de todo, consiguiendo un grado de ajuste bastante aceptable del 88%. La fórmula obtenida sería:

$$F = 291,999 + (-73,380 \times \text{ángulo de cono}) + (1,125 \times \text{ángulo de cono}^3)$$

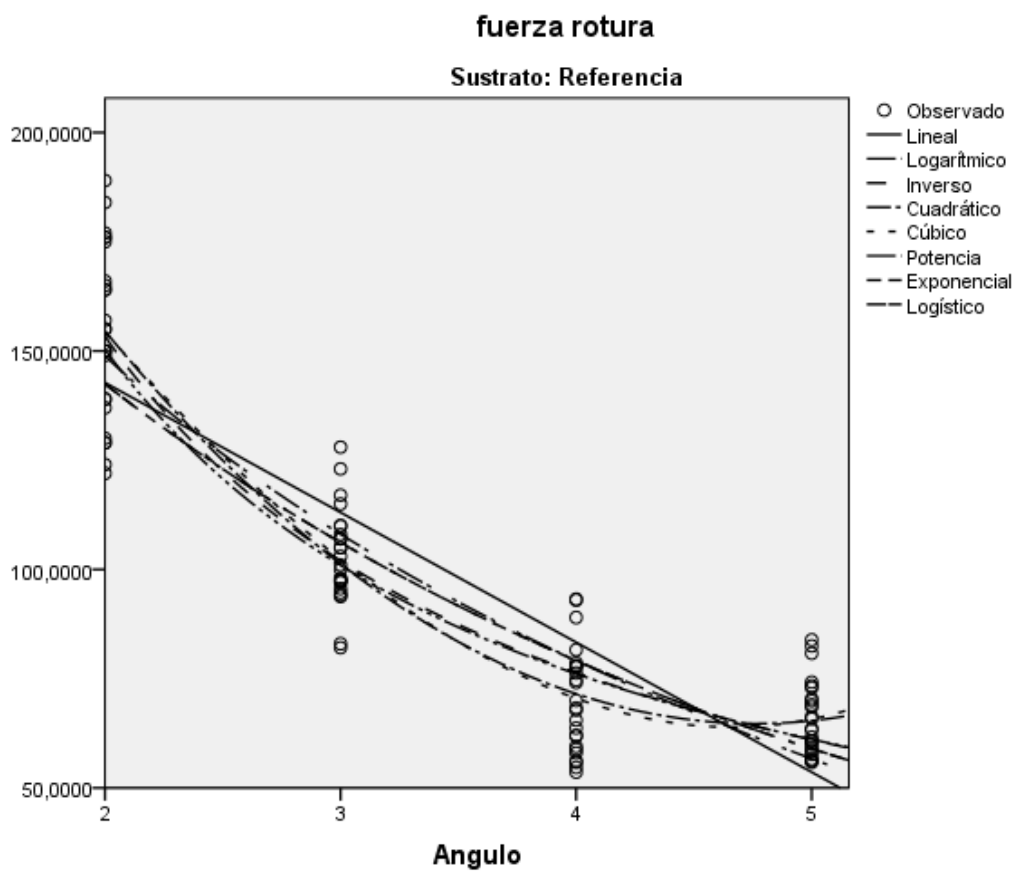


FIGURA 63: Modelos de predicción

Sustrato de aceite de oliva virgen extra:

Resumen del modelo y estimaciones de los parámetros^a

Variable dependiente: fuerza rotura

Ecuación	Resumen del modelo					Estimaciones de los parámetros			
	R cuadrado	F	gl1	gl2	Sig.	Constante	b1	b2	b3
Lineal	,646	178,926	1	98	,000	75,522	-11,420		
Logarítmica	,699	227,582	1	98	,000	81,947	-38,764		
Inversa	,724	256,713	1	98	,000	-2,518	118,660		
Cuadrático	,741	138,902	2	97	,000	129,400	-45,706	4,898	
Cúbico	,744	141,134	2	97	,000	113,262	-29,770	,000	,473
Potencia	,669	197,771	1	98	,000	115,359	-1,066		
Exponencial	,631	167,703	1	98	,000	97,804	-,317		
Logística	,631	167,703	1	98	,000	,010	1,373		

Tabla 26: Modelos predictivos para fuerza de rotura. Sustrato aceite de oliva

La tabla 26 contiene un resumen de los diferentes modelos y estimación de parámetros con los que se ha probado. En ella se puede determinar que el modelo cúbico es el más alto de todo, consiguiendo un grado de ajuste del 74,4%. Aún así, no se puede considerar muy bueno, al ser solo un 70%. Aún así la fórmula obtenida sería:

$$F = 113,262 + (-29,77 \times \text{ángulo de cono}) + (0,473 \times \text{ángulo de cono}^3)$$

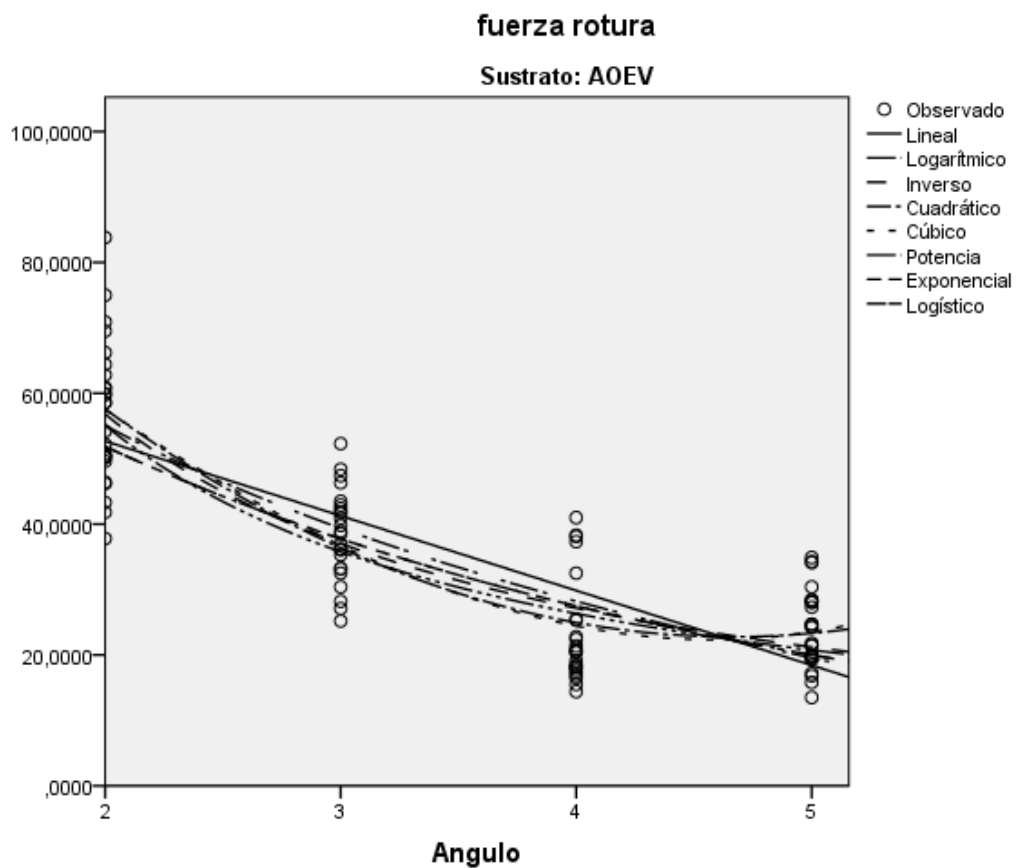


FIGURA 64: Modelos de predicción

Sustrato de gel de clorhexidina:

Resumen del modelo y estimaciones de los parámetros^a

Variable dependiente: fuerza rotura

Ecuación	Resumen del modelo					Estimaciones de los parámetros			
	R cuadrado	F	gl1	gl2	Sig.	Constan te	b1	b2	b3
Lineal	,281	38,326	1	98	,000	102,042	-7,550		
Logarítm ica	,282	38,434	1	98	,000	105,136	- 24,663		
Inversa	,271	36,442	1	98	,000	52,268	72,779		
Cuadráti co	,284	19,228	2	97	,000	111,260	- 13,416	,838	
Cúbico	,285	19,292	2	97	,000	109,125	- 10,993	,000	,089
Potencia	,288	39,546	1	98	,000	110,465	-,336		
Exponen cial	,289	39,809	1	98	,000	106,040	-,103		
Logística	,289	39,809	1	98	,000	,009	1,109		

Tabla 27. Modelos predictivos para fuerza de rotura. Sustrato gel de clorhexidina.

La tabla 27 contiene un resumen de los diferentes modelos y estimación de parámetros con los que se ha probado. En ella se puede determinar que el modelo exponencial y

logístico coinciden, con un 28,9%. Es un porcentaje muy bajo, por lo que no es una buena fórmula predictora ninguna de las dos. A pesar de esto, las sustituiremos:

Fórmula exponencial:

$$F = 106,04 \times (e^{**(-0,103 * \text{ángulo de cono})})$$

Fórmula logística:

$$Y = 1 / (1/u + (0,009 * (1,109^{**\text{ángulo de cono}})))$$

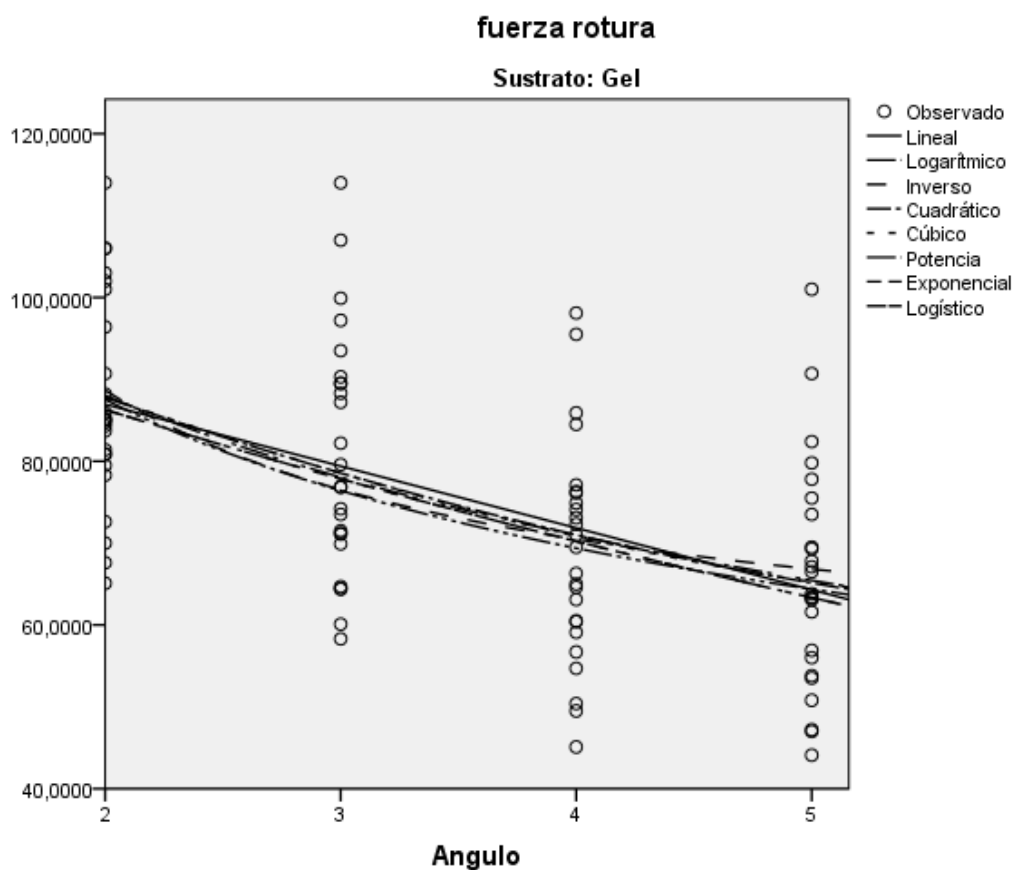


FIGURA 65: Modelos de predicción

5.3.2 MODELO DE PREDICCIÓN DEL ÁNGULO DE CONO DESDE FUERZA DE RETENCIÓN

A continuación se va a construir el modelo inverso del anterior.

Empezaremos con las probetas sin sustrato (al que llamamos sustrato de referencia)

Resumen de modelo y estimaciones de parámetro^a

Variable dependiente: Angulo

Ecuación	Resumen del modelo					Estimaciones de parámetro			
	R cuadrado	F	df1	df2	Sig.	Constante	b1	b2	b3
Lineal	,006	,589	1	98	,445	2,713	,003		
Logarítmico	,009	,915	1	98	,341	1,308	,374		
Inverso	,015	1,476	1	98	,227	3,510	-44,018		
Cuadrático	,010	,471	2	97	,626	1,976	,018	-6,614E-5	
Cúbico	,097	3,440	3	96	,020	-9,735	,373	-,003	9,570E-6
Potencia	,009	,919	1	98	,340	1,318	,151		
Exponencial	,006	,587	1	98	,446	2,322	,001		
Logística	,006	,587	1	98	,446	,431	,999		

La variable independiente es fuerza máxima.

a. Sustrato = Referencia

Tabla 28: Modelos predictivos ángulo de cono. Sin sustrato (referencia)

La tabla 28 contiene un resumen de los diferentes modelos y estimación de parámetros con los que se ha probado. En ella se puede determinar que el modelo cúbico es el más alto. Sin embargo, se observa que el valor de todas las fórmulas es extremadamente bajo. De todas formas, la resultante sería:

$$\text{Ángulo} = -9,735 + (0,373 \times \text{fuerza}) + (-0,03 \times \text{fuerza}^{**2}) + (9,570\text{E-}6 \times \text{fuerza}^{**3})$$

En la tabla 28 se puede observar que el modelo cúbico establece una curva diferente a la deseada. Por esto, se considera pasar a la siguiente fórmula más adecuada, que sería el modelo inverso. Esta es la nueva fórmula:

$$\text{Ángulo} = 3.51 + (-44.018 / \text{fuerza}).$$

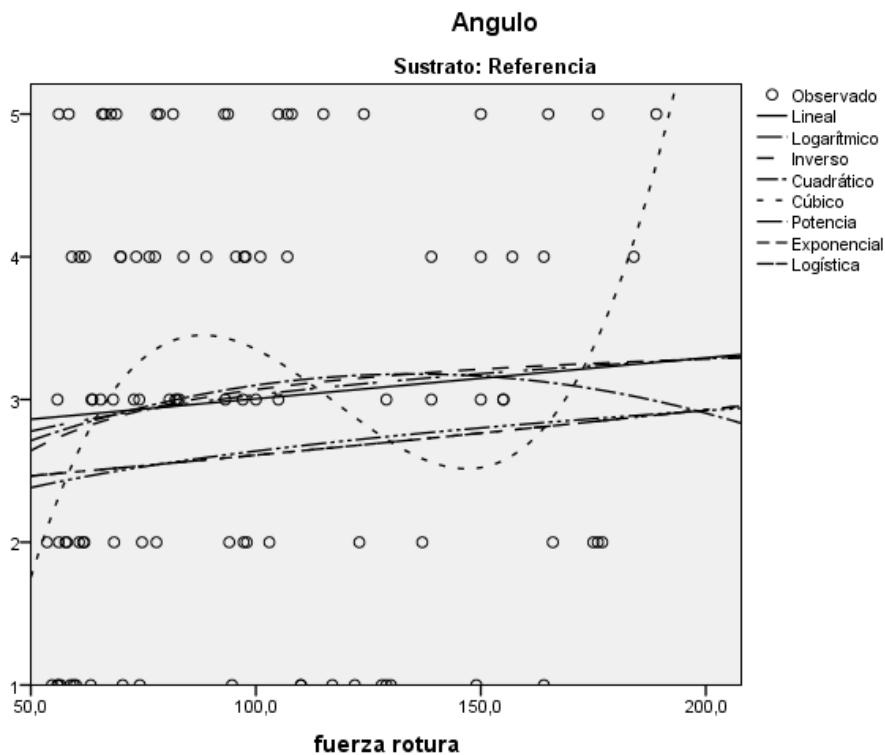


FIGURA 66: Modelos de predicción

Sustrato de aceite de oliva virgen extra:

Resumen de modelo y estimaciones de parámetro^a

Variable dependiente: Angulo

Ecuación	Resumen del modelo					Estimaciones de parámetro			
	R cuadrado	F	df1	df2	Sig.	Constante	b1	b2	b3
Lineal	,004	,419	1	98	,519	2,793	,006		
Logarítmico	,004	,380	1	98	,539	2,317	,197		
Inverso	,006	,545	1	98	,462	3,240	-7,020		
Cuadrático	,011	,557	2	97	,574	3,382	-,028	,000	
Cúbico	,057	1,948	3	96	,127	-,154	,277	-,007	5,604E-5
Potencia	,003	,274	1	98	,602	2,062	,067		
Exponencial	,002	,152	1	98	,697	2,478	,001		
Logística	,002	,152	1	98	,697	,404	,999		

La variable independiente es fuerza rotura.

a. Sustrato = AOEV

Tabla 29: Modelos predictivos ángulo de cono. Sustrato aceite de oliva.

La tabla 29 contiene un resumen de los diferentes modelos y estimación de parámetros con los que se ha probado. En ella se puede determinar que el modelo cúbico es el más alto. Sin embargo, se observa que el valor de todas las fórmulas es extremadamente bajo. De todas formas, la resultante sería:

$$\hat{\text{Ángulo}} = -0,154 + (0,277 \times \text{fuerza}) + (-0,007 \times \text{fuerza}^{**2}) + (5,604\text{E-}5 \times \text{fuerza}^{**3})$$

Como en el caso anterior, en la tabla 29 se puede observar que el modelo cúbico establece una curva diferente a la deseada. Por esto, se considera pasar a la siguiente fórmula más adecuada, que sería el modelo cuadrático. Esta es la nueva fórmula:

$$\hat{\text{Ángulo}} = 3.382 + (-0.028 * \text{fuerza}).$$

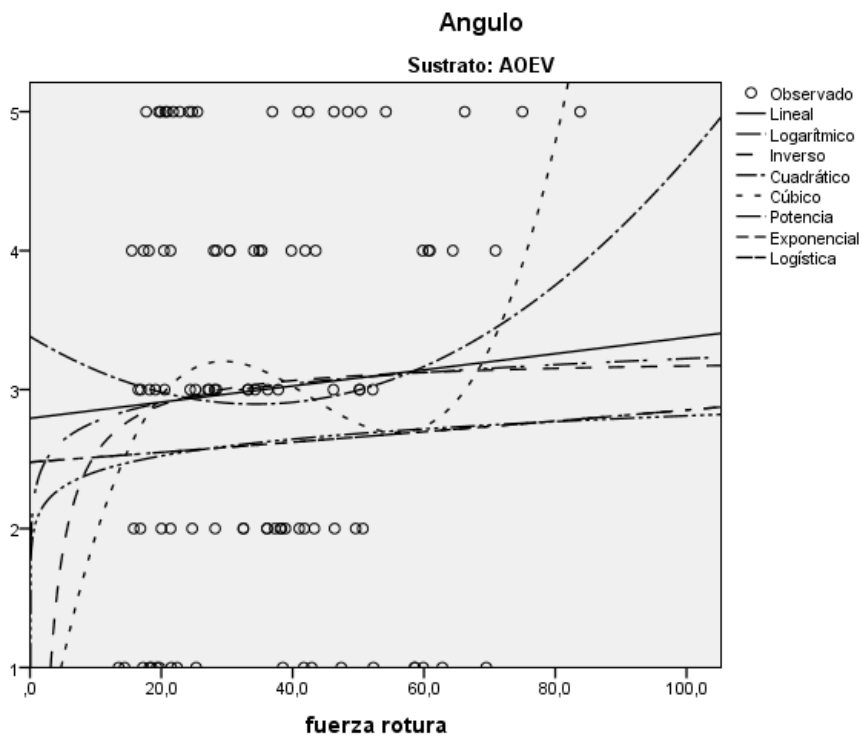


FIGURA 67: Modelos de predicción

Sustrato de gel de clorhexidina:

Resumen de modelo y estimaciones de parámetro^a

Variable dependiente: Angulo

Ecuación	Resumen del modelo					Estimaciones de parámetro			
	R cuadrado	F	df1	df2	Sig.	Constante	b1	b2	b3
Lineal	,003	,261	1	98	,611	2,654	,005		
Logarítmico	,001	,054	1	98	,817	2,335	,154		
Inverso	,000	,001	1	98	,975	2,980	1,470		
Cuadrático	,051	2,629	2	97	,077	8,449	-,151	,001	
Cúbico	,052	1,763	3	96	,159	5,566	-,032	-,001	6,728E-6
Potencia	,000	,000	1	98	,993	2,580	,002		
Exponencial	,001	,086	1	98	,769	2,405	,001		
Logística	,001	,086	1	98	,769	,416	,999		

La variable independiente es fuerza rotura.

a. Sustrato = Gel

Tabla 30: Modelos predictivos ángulo de cono. Sustrato gel clorhexidina

La tabla 30 contiene un resumen de los diferentes modelos y estimación de parámetros con los que se ha probado. En ella se puede determinar que el modelo cúbico es el más alto. Sin embargo, se observa que el valor de todas las fórmulas es extremadamente bajo. De todas formas, la resultante sería:

$$\hat{\text{Ángulo}} = 5,566 + (-0,032 \times \text{fuerza}) + (-0,001 \times \text{fuerza}^2) + (6,728\text{E-}6 \times \text{fuerza}^3)$$

En este caso, la curva creada por el modelo cúbico no es del todo para rechazar; por eso, nos quedaremos con esta fórmula.

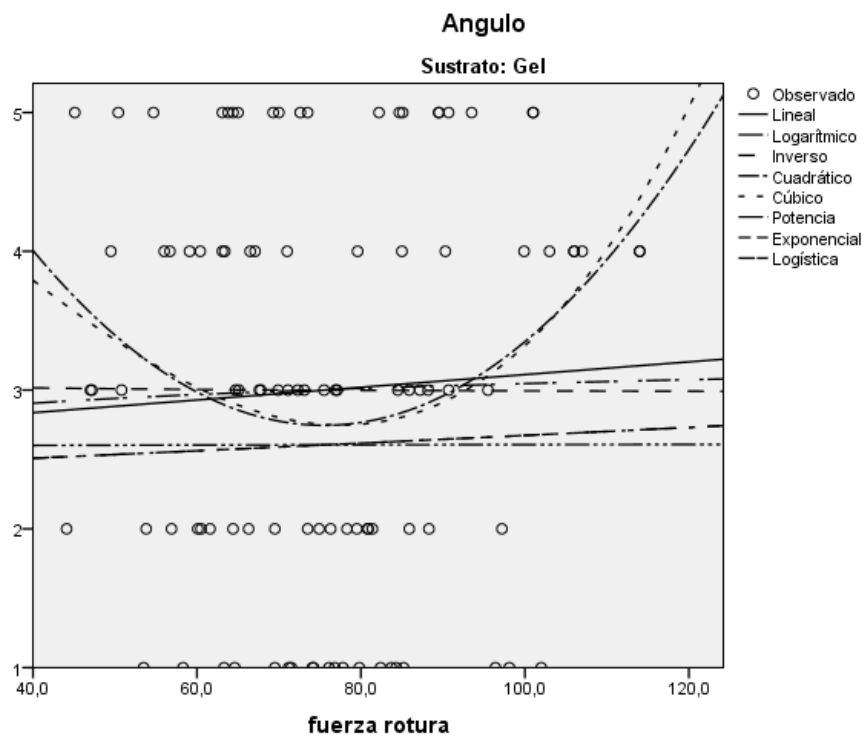


FIGURA 68: Modelos de predicción

6. DISCUSIÓN

La investigación acerca de la rehabilitación con dobles coronas en implantoprótesis no está muy extendida. Aunque en Centroeuropa es una práctica habitual, los estudios que se han encontrado son apenas casos clínicos con escaso valor científico. En el terreno donde mejor se ha desarrollado es en la prótesis dentosoportada, aunque tampoco hay mayor avance de prácticas clínicas.^{21,22}

El problema que se presenta para esta línea de investigación, siempre teniendo en cuenta los límites que presenta, con estudios anteriores es la gran variedad metodológica utilizada por los diferentes autores. No existen patrones estándar, sino que cada investigador utiliza diferentes materiales, diseños, aparatología para sus mediciones.

Se debe valorar el gran precedente que supone la Tesis Doctoral del Doctor José Luis Antonaya Martín, Estudio del ángulo de cono en coronas elaboradas mediante CAD/CAM para la consecución de una retención predecible y facultativamente reversible en prótesis fija implantosoportada,²⁵ que ha permitido desarrollar esta línea de investigación y seguir investigando en un futuro acerca de las dobles coronas en prótesis fija implantosoportada. Por esto, algunas de las cuestiones anteriormente tratadas, como los patrones de metodología, no suponen un problema, ya que se está estableciendo en base al mismo sistema, incluso mismo material.

Otra consideración a tener en cuenta es el uso generalizado de las dobles coronas para la creación de prótesis dento o implantosoportadas removibles. Sin embargo, lo que se pretende en esta línea de investigación es estudiar la posibilidad de emplear este sistema como una alternativa a la prótesis fija implantosoportada cementada o atornillada, consiguiendo unas propiedades aceptables y mejoradas en algunos aspectos de las que ya nos ofrecían.¹⁸ Por ello la fuerza retentiva que para los otros sistema resulta un éxito, en este caso es nuestro punto débil.

Por todo ello, se va a dividir la discusión en diferentes apartados para tratarlos de forma clara y ordenada y así poder obtener conclusiones adaptadas a nuestros objetivos iniciales.

6.1 INFLUENCIA DEL ÁNGULO DE CONO EN LA FUERZA DE RETENCIÓN

En todos los estudios anteriores revisados se obtienen conclusiones similares, destacando que a menor ángulo de cono, mayor fuerza de retención. (b) El ángulo de cono es un parámetro esencial para dicha retención, junto con la altura del pilar, el espacio libre oclusal, la superficie, el espesor de la cofia, el material utilizado...³⁹⁻⁴³

Este estudio arroja unos resultados con una tendencia similar a las investigaciones anteriores, observándose que, dentro de un mismo sustrato, existe un aumento de la retención a medida que disminuye el ángulo de cono.

- Probetas sin sustrato

Ángulo de cono	Fuerza promedio (N)
2º	154,04
3º	102,792
4º	69,992
5º	65,904

Tabla 31: Resumen fuerza promedio sin sustrato

- Probetas con sustrato de aceite de oliva virgen extra

Ángulo de cono	Fuerza promedio (N)
2º	56,964
3º	38,212
4º	23,096
5º	23,936

Tabla 32: Resumen fuerza promedio sustrato aceite de oliva

- Probetas con sustrato de gel de clorhexidina

Ángulo de cono	Fuerza promedio (N)
2°	87,096
3°	80,608
4°	68,952
5°	65,816

Tabla 33: Resumen fuerza promedio gel de clorhexidina

A continuación, se analizarán algunos estudios anteriores. De ellos, se puede concluir que obtienen fuerzas de retención menores o similares a las nuestras.

Sakai y cols., analizan en un estudio el efecto de la rugosidad de la superficie y el ángulo de cono en la fuerza de retención de coronas cónicas realizadas mediante una aleación prefabricada de Ti-6Al-7Nb y con un sistema controlado de fresado y pulido. Realizaron tres tipos diferentes de probetas, con ángulo de cono de 4°, 5° y 6°, con un espacio libre oclusal de 50 micras y un espesor de cofia de 0,4mm. Realizaron varias mediciones de la fuerza de retención. La primera tras aplicar una carga de 100N y las siguientes tras llevar a cabo una serie de ciclos de inserción- desinserción. En esa primera medición obtuvieron una retención de 24,2 a 27,7N para las muestras de 6°, de 32 a 38N para las de 5° y de 55 a 58N para las de 4°, existiendo diferencias significativas en función del ángulo de cono.⁴⁰

Otro estudio de Güngör y cols., pretende determinar la fuerza de retención de las coronas cónicas comparando probetas con diferentes alturas y ángulos de cono. Realizaron un total de 90 muestras en acero con una forma estándar de un bicúspide, con 6° de ángulo de cono, tres alturas diferentes de 4, 5 y 6mm y un margen en hombro de 1mm de anchura. Sobre estos pilares se realizaron los elementos primarios mediante colado, con 0,5mm de espesor y se fresaron con fresas cónicas en tres ángulos de cono diferentes de 2°, 4° y 6°. Los elementos secundarios se realizaron sobre los primarios con el mismo espesor y se procedió a medir la retención. La primera medición se tomó

tras la primera inserción y las siguientes cada 100 ciclos hasta 10.000. En la primera, obtuvieron una retención de 12, 9 y 7N, para los ángulo de cono de 2, 4 y 6°, respectivamente, existiendo diferencias significativas. También encontraron diferencias en función de la altura, así como cuando analizaron la interacción entre el ángulo y la altura del elemento primario.⁴¹

Beuer y cols., analizaron los parámetros que afectan al fuerza retentiva de las coronas dobles electroformadas, en cuanto a la altura del pilar, el material empleado en el elemento primario y el ángulo de cono. Para ello fabricaron 60 cofias primarias de circonia y otras tantas de una aleación de oro, con tres diferentes alturas (5, 7 y 9mm) y dos ángulos (0 y 2°). Los elementos secundarios fueron todos realizados mediante electroformación. Realizaron las mediciones y obtuvieron una fuerza de retención en un rango de 0,37 y 2,65N y observaron diferencias significativas en las tres variables, altura, material y ángulo, siendo mayor dicha retención en cofias primarias de circonia, a mayor altura del pilar y a menor ángulo.⁴⁵

Los resultados que obtienen estos y otros estudios, en cuanto a la fuerza de retención de las coronas dobles, son menores que los que arroja el estudio previo de Tesis Doctoral.²⁵ Sin embargo, nuestros resultados disminuyen la fuerza de retención, teniendo las mismas probetas y diseño según el sustrato aplicado en la interfase. A pesar de esto, siguen siendo mejores o similares a los observados anteriormente.

Engels y cols., utilizando diferentes materiales, técnicas de elaboración, alturas y dos ángulos de cono diferentes (0 y 2°), obtienen unas medias de fuerza de retención desde un mínimo de 1,66N a un máximo de 4,89N.⁴⁶ Bayer y cols., en su estudio obtuvieron, con un ángulo de cono de 1-2°, fuerzas in vitro desde 0,20 a 36,73N, siendo la media de 1,97N, e in vivo, desde 0,65 a 36,48N, con una media de 4,70N.⁶⁷ Esta fuerza obtenida en boca, casi el doble que la que consiguen en las probetas, se debe a la sinergia de las fuerzas de retención de los pilares individuales que soportan la prótesis, así como de la posible acción de la saliva, la cual otorga un mecanismo añadido de retención, la succión. Esta acción de la saliva como lubricante fue investigada en otro estudio por Bayer y cols., pero esta vez no obtuvieron diferencias significativas.⁴⁷⁻⁴⁹

Estas son las referencias que encontramos a la influencia de sustratos intermedios en las dobles coronas. Sin embargo, para su inclusión en la investigación, se observó diferentes actitudes y recomendaciones acerca de la densidad de la saliva y su

viscosidad. A nivel farmacéutico, no se pudo llegar a un consenso acerca de la formulación magistral estándar para su empleo en este estudio, ya que las propiedades buscadas en las salivas artificiales no van relacionadas con su viscosidad, sino más bien con el frescor o humectabilidad que proporcionan. Aún así, se pudo comprobar que la saliva artificial que actualmente se ofrece como fórmula magistral se asemeja más a un colutorio que al líquido deseado. Con respecto al posible efecto de succión del aceite de oliva virgen extra, no se encontró bibliografía relevante, ni siquiera de su efecto entre dos superficies, como es nuestro caso.

Queda así claro que el ángulo de cono influye en la fuerza de retención de las dobles coronas, pero analizando bien los resultados de los diferentes estudios no existe, al menos de momento, una normalización de su uso en función de la retención que se precise, del material que se emplee o de la técnica de elaboración.

Clásicamente, según Körber para las coronas cónicas galvanofarmadas el ángulo de cono debe ser de $2-4^{\circ}$ ²⁶⁻²⁷, mientras que los técnicos que utilizan la técnica de colado hablan de $0-2^{\circ}$ ³⁶,⁵⁰. Aún así empleando esos ángulos de cono, la variabilidad de resultados entre los estudios es muy elevada, seguramente debido a sensibilidad de la técnica y técnico que la realice, los materiales empleados y metodología del estudio.

Al emplear técnicas de diseño y fabricación mediante CAD/CAM podríamos seguramente, ya no sólo conseguir una mayor fuerza de retención que mediante sistemas convencionales como hemos observado, si no también estandarizar y realizar un protocolo para la obtención de una retención predecible en función del caso que se nos presente, aunque sin olvidarnos de la tolerancia de la máquina de fresado, situada en torno a unas 10 micras, la cual puede dar lugar a variaciones que afecten a la retención deseada.³⁶

Según nuestras investigaciones, se puede determinar que la fuerza de retención obtenida sin la interposición de ningún sustrato es la más alta. El aceite de oliva virgen extra supone una disminución considerable de esta fuerza, aunque con el ángulos más pequeño se obtiene una fuerza considerable de 56,964N. Sin embargo, el gel de clorhexidina no registra resultados tan negativos, sus valores oscilan entre 65Ny 87N.

Por esto, se puede afirmar que, comparando las probetas con sustrato y sin sustrato, el gel de clorhexidina y el aceite de oliva virgen extra suponen una disminución

considerable de la fuerza de retención de dobles coronas. Aún así, son resultados aceptables comparados con otros estudios donde las fuerzas de retención eran inferiores a ello.

6.2 MODELOS PREDICTIVOS PROMEDIO

Vistos los resultados obtenidos en la investigación anterior y la tendencia, se decidió hacer un modelo predictivo con el objetivo de intentar conocer la fuerza de retención que se puede obtener en función del ángulo de cono elegido para un determinado caso. No se encontraron estudios que propusieran un modelo similar ni siquiera que mencionara la posibilidad de hacerlo, pero podría resultar algo muy útil ya no sólo para encontrar qué ángulo de cono es el ideal para realizar una prótesis fija implantosoportada como alternativa a las restauraciones cementadas o atornilladas, si no también para poder ser utilizada en rehabilitaciones removibles, ya sean implantosoportadas o retenidas. También se realizó un modelo inverso, es decir, conocer qué ángulo de cono sería necesario para obtener una fuerza de retención determinada. Sería un paso añadido al protocolo de elaboración de dobles coronas implantosoportadas confeccionadas mediante un proceso CAD/CAM, estandarizándolo como si fuera un proceso industrial, pero individualizándolo en función del caso.

Así pues, se realizan nuevos modelos predictivos a través del programa estadístico y mediante los resultados obtenidos en el estudio, se obtuvieron seis fórmulas matemáticas para predecir la fuerza de retención o bien el ángulo de cono promedios.

Se describirán primero las ecuaciones para definir la fuerza a través del ángulo de cono para los diferentes sustratos:

- Probetas sin sustrato:

$$F = 291,999 + (-73,380 \times \text{ángulo de cono}) + (1,125 \times \text{ángulo de cono}^{**3})$$

De este modo, si queremos utilizar un ángulo de cono de 5°, la fuerza de retención que se conseguiría sería 51,224N

- Probetas con sustrato de aceite de oliva virgen extra:

$$F = 113,262 + (-29,77 \times \text{ángulo de cono}) + (0,473 \times \text{ángulo de cono}^3)$$

Así, si queremos utilizar un ángulo de cono de 5°, la fuerza de retención que se conseguiría sería 23,537N.

- Probetas con sustrato de gel de clorhexidina:

$$F = 106,04 \times (e^{(-0,103 \times \text{ángulo de cono})})$$

De este modo, si queremos utilizar un ángulo de cono de 5°, la fuerza de retención que se obtendrá será de 63,358N.

A continuación se pasará al segundo tipo de ecuaciones, la determinación del ángulo de cono a partir de la fuerza. Se debe decir que, debido a los bajos valores que se obtienen, no son buenos modelos de predicción.

- Pasaremos a describir las probetas sin sustrato (sustrato de referencia) con la fórmula más adecuada:

$$\text{Ángulo} = 3.51 + (-44.018 / \text{fuerza}).$$

Por lo tanto, si se quiere obtener una fuerza de retención de 50N, se tendrá que fabricar un pilar con un ángulo de cono de 3°.

- Probetas con sustrato de aceite de oliva virgen extra:

$$\text{Ángulo} = 3.382 + (-0.028 * \text{fuerza}).$$

De esta forma, para obtener una fuerza de retención de 50N, se tendrá que fabricar un pilar con un ángulo de cono de 2°.

- Probetas con sustrato de gel de clorhexidina:

-

$$\text{Ángulo} = 5,566 + (-0,032 \times \text{fuerza}) + (-0,001 \times \text{fuerza}^{**2}) + (6,728\text{E-}6 \times \text{fuerza}^{**3})$$

Para terminar, podemos decir que si queremos una fuerza de retención de 50N, tendremos que fabricar un pilar con un ángulo de cono de 2.3°.

6.3. PROPOSICIÓN DEL ÁNGULO DE CONO PARA LA CONFECCIÓN DE UNA PRÓTESIS FIJA IMPLANTOSOPORTADA

Antes de comenzar esta línea de investigación, no se había propuesto qué fuerza de retención mínima o recomendada es necesaria para conseguir una retención suficiente y predecible de una prótesis fija implantosoportada. De hecho, tampoco se ha realizado tal estudio para elegir entre los diferentes sistemas retentivos en prótesis sobre implantes removible. En este punto el uso de los modelos predictivos que se proponen en esta investigación nos serán de gran utilidad para poder seleccionar el ángulo de cono ideal para el caso.

En este estudio queremos partir de la idea de hacer un prótesis fija implantosoportada predecible y facultativamente removible, es decir, si el paciente quiere que pueda retirársela, a modo de removible, pero con una mayor retención, o si por el contrario el paciente quiere algo fijo, que no pueda removerse, que sea el profesional en clínica el que retire de una manera más o menos sencilla la prótesis, sin tener que perder tiempo en desbloquear las chimeneas de acceso a los tornillos protésicos, desatornillar, volver a atornillar y volver a bloquear las chimeneas o en tener que depender de la impredecible

retención que nos ofrecen los cementos, ya sean provisionales, semipermanentes o permanentes.

Después de analizar la literatura acerca de la fuerza de retención de las sobredentaduras, se llegó a la conclusión de que la retención media que se consigue con cementos provisionales y semipermanentes se encuentra entre un mínimo de 4N hasta un máximo de 77N.⁵¹⁻⁶³

Si agrupamos los resultados de las restauraciones fijas y removibles sobre implantes y pensando en obtener una retención predecible, podríamos hablar de unas fuerzas “ideales” de retención entre 40 y 80N. Hablar de un rango tan amplio se justifica porque en algunos casos necesitaremos una retención mayor y en otras, menor, si tenemos en cuenta si será el paciente o el clínico quien retirará la prótesis. Si fuera este el rango elegido, el ángulo de cono ideal para la prótesis fija implantosoportada facultativamente removable que proponemos sería de 4, 5 o 6°. Pero para dar la retención exacta que queramos para el caso que se nos presente también podemos ir a los modelos predictivos y así confeccionar el pilar o elemento primario con el ángulo de cono exacto que corresponda con dicha retención.

Según nuestra investigación, y la línea precedente, se hará un análisis de los resultados obtenidos a partir de la tabla 34.

Ángulo de cono	F sin sustrato	F aceite de oliva	F gel clorhexidina
2°	154,04	56,964	87,096
3°	102,792	38,212	80,608
4°	69,992	23,096	68,952
5°	65,904	23,936	65,816

Tabla 34: Resumen fuerzas promedio. Ángulos y sustratos

Con respecto a la búsqueda del ángulo predeciblemente perfecto, se debe decir que para sustratos como el aceite de oliva, los ángulos ideales anteriormente bajan considerablemente sus valores. Las probetas con ángulos de cono de 2° obtuvieron los mejores valores. Sin embargo, el sustrato de gel de clorhexidina se mueve en unos valores aceptables. La diferencia entre el peor y el mejor resultado son 20N. Aún así, en nuestra investigación, las mejores fuerzas de retención se encuentran en las probetas con ángulos de 2° y 3°.

Analizando los valores de 4° y 5°, que fueron los ángulos elegidos como más adecuados en la investigación previa, se observa una similitud muy grande entre los valores obtenidos sin sustrato y con gel de clorhexidina, por lo que se puede establecer una igualdad entre estos dos sustratos con respecto a esos ángulos. Esto supone un buen pronóstico de este gel que se encuentra en la clínica como un producto de uso habitual.

6.4 LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Como ya se ha comentado, esta investigación surge de un proyecto anterior que abrió un amplio espectro de posibles con respecto a las dobles coronas.

En este caso, se ha considerado continuar con los primeros pasos lógicos, que sería seguir estudiando sobre probetas y diferentes aspectos a tener en cuenta.

El siguiente paso podría ser cambiar las alturas, considerando más interesante estudiar dimensiones inferiores a los 4mm de esta investigación, puesto que los casos en los que nos encontramos espacios protésicos reducidos son más de los que nos gustaría encontrar y este tipo de pilares podría suponer una alternativa muy interesante tanto para prótesis fijas como removibles sobre implantes.

Otro factor que está pendiente de estudiar y que ya hemos visto en otros estudios que destacan su relevancia, es la carga inicial empleada al colocar la cofia sobre el pilar y su relación con un aumento de la fuerza de retención del sistema.

Sería conveniente también investigar sobre estructuras de dos o más pilares. Habría que estudiar si hay una sinergia de las retenciones de cada pilar o se mantiene constante independientemente del número de pilares que exista.

Otra línea de investigación posible sería estudiar el pronóstico de la retención a largo plazo, es decir, si se mantiene, pierde o aumenta la retención inicial. En el caso de las prótesis fija sería estudiar una simulación de los ciclos de masticación normales con el paso de los años y comprobar a diferente número de ciclos, si esa retención inicial ha variado o no. En prótesis removible, la simulación sería de ciclos de inserción-desinserción en un medio acuoso para comprobar si pudiera existir un desgaste del material que hiciera perder la retención o si por el contrario se pudiera producir una corrosión del mismo que aumentara la retención o incluso que se diera el caso que fallara el sistema al no ajustar el elemento secundario sobre el primario.

Se abre también una investigación acerca de las condiciones en boca de estas coronas, acerca de la saliva, de sus propiedades biomecánicas y de su correcta reproducción en estudios in vitro para poder simularla.

Otro estudio paralelo o independiente al anterior sería investigar diferentes materiales al titanio como pueden ser aleaciones como CoCr, materiales como el zirconio, los nuevos plásticos que están apareciendo en el mercado u otros materiales que pudieran aparecer, así como el uso de diferentes rugosidades.

Otro punto de interés para estudiar en el futuro, sería saber si la aparición de la chimenea de acceso al tornillo por la pared del pilar pudiera restar retención al sistema, ya que se perdería una zona de fricción muy importante o si por el contrario no influiría tanto como para desechar este tipo de diseño de prótesis. También hay que considerar que al ser pilares diseñados de forma individual, nos permite corregir angulaciones muy grandes y en muchos casos, sólo con este diseño podría evitarse que ese acceso fuera un inconveniente para la retención del sistema.

Finalmente en lo que a coronas dobles se refiere, se podrían estudiar diferentes diseños de la cofia y/o el pilar y comparar todos los diseños posibles entre sí para conocer cual es el mejor o poder proporcionar alternativas para casos complejos. De igual modo, de podría estudiar la relación entre un peor ajuste interno y una menor o mayor retención.

7. CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta las limitaciones inherentes al presente estudio in vitro y a la vista de los resultados obtenidos, se pueden establecer las siguientes conclusiones:

- 1) A menor ángulo de cono, mayor fuerza de retención de las coronas cónicas sobre implantes mediante CAD/CAM, independientemente del uso de sustrato intermedio y de qué sustrato sea el empleado.
- 2) La retención del ángulo de cono disminuye al añadir un sustrato en el sistema de dobles coronas, aunque si el sustrato utilizado es el gel de clorhexidina, en ángulos de 4° y 5°, no existe tal disminución.
- 3) Se pueden construir modelos predictivos entre el ángulo de cono y la retención obtenida y viceversa en las coronas cónicas sobre implantes mediante CAD/CAM con diferentes sustratos.
- 4) El rango de ángulo de cono idóneo para coronas cónicas sobre implantes en CAD/CAM con sustratos añadidos se puede considerar que está entre 4° y 5°.
- 5) Se continua trabajando en una línea de investigación que desarrolle el sistema de coronas cónicas en prótesis sobre implantes.

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Bränemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Prótesis tejido-integradas: la osteointegración en odontología clínica*. Libros. Berlín: Quintessence, 1997.
2. Harel N, Piek D, Livne S, Palti A, Ormianer Z. *A 10-year retrospective clinical evaluation of immediately loaded tapered maxillary implants*. Int J Prosthodont. 2013;26(3):244-9.
3. Buser D, Janner SF, Wittneben JG, Brägger U, Ramseier CA, Salvi GE. *10- year survival and success rates of 511 titanium implants with a sandblasted and acid- etched surface: a retrospective study in 303 partially edentulous patients*. Clin Implant Dent Relat Res. 2012;14(6):839-51.
4. Swierkot K, Lottholz P, Flores-de-Jacoby L, Mengel R. *Mucositis, peri-implantitis, implant success, and survival of implants in patients with treated generalized aggressive periodontitis: 3- to 16-year results of a prospective long-term cohort study*. J Periodontol. 2012;83(10):1213-25.
5. Zupnik J, Kim SW, Ravens D, Karimbux N, Guze K. *Factors associated with dental implant survival: a 4-year retrospective analysis*. J Periodontol. 2011;82(10):1390-
6. Misch CE. *Prótesis Dental sobre Implantes*. Ediciones Elsevier. Madrid, 2006.
7. Del Río Highsmith J. *Manual de implantoprótesis del desdentado total*. Ediciones Avances. Madrid, 1995.
8. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP. *Implant loading protocols for edentulous patients with fixed prostheses: a systematic review and meta-analysis*. Int J Oral Maxillofac Implants 2014;29 Suppl:256-270.
9. Vanlioglu B, Ozkan Y, Kulak-Ozkan Y. *Retrospective analysis of prosthetic complications of implant-supported fixed partial dentures after an observation period of 5 to 10 years*. Int J Oral Maxillofac Implants 2013 Sep-Oct;28(5):1300-1304.
10. Zembic A, Kim S, Zwahlen M, Kelly JR. *Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses*. Int J Oral Maxillofac Implants 2014;29 Suppl:99-116.
11. Brizuela Velasco A, Pinés Hueso J, Mauvezín Quevedo M, Martín Fernández E, González González I. *Prótesis implantosoportada atornillada o*

cementada ¿Cual elijo? RCOE. 2008;13(2):181-91.

12. Cañada Medinazcoitia L, del Río Highsmith J, Martínez Vázquez de Parga J. *Prótesis fija sobre implantes cementada o atornillada*. Rev Eur Odontoestomatol. 2001;13(5):231-40.
13. Shadid R, Sadaqa N. *A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review*. J Oral Implantol. 2012;38(3):298-307.
14. Small BW. *Cemented or screw-retained implant restorations: how do you decide?* Gen Dent. 2011;59(1):14-8.
15. Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. *Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates*. Clin Oral Implants Res. 2012;23 Suppl 6:163-201.
16. Vigolo P, Mutinelli S, Givani A, Stellini E. *Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 10-year randomised controlled trial*. Eur J Oral Implantol 2012 Winter;5(4):355-364.
17. Wittneben JG, Millen C, Bragger U. *Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review*. Int J Oral Maxillofac Implants 2014;29 Suppl:84-98.
18. Padullés i Roig E, Arano Sesma JM. *Prótesis fija facultativamente removable. Anclajes telescópicos galvanizados sobre implantes*. Labor Dental. 2006;7(4):135-40.
19. Groesser J, Sachs C, Heiss P, Stadelmann M, Erdelt K, Beuer F. *Retention forces of 14-unit zirconia telescopic prostheses with six double crowns made from zirconia--an in vitro study*. Clin Oral Investig 2014 May;18(4):1173-1179
20. Ernst KK. *Doble corona galvanoplástica y de fricción para una prótesis implantosoportada removable*. Labor Dental. 2004;5(1):16-23.
21. Parmigiani Izquierdo JM. *Historia y Generalidades de la Prótesis Telescópica (Parte I)*. Maxillaris. 2006 Abril:2-16.
22. Schunke S. *Principales métodos de funcionamiento del sistema de coronas dobles*. Quintessence Técnica. 2008;19(10):557-568.
23. Gurbulak AG, Kilic K, Eroglu Z, Gercekcioglu E, Kesim B. *Evaluation of the retention force of double conical crowns used in combination with a galvanofarming and casting fabrication technique*. J Prosthodont 2013

- Jan;22(1):63-68.
24. Salvason HJ. La prótesis de una pieza con coronas dobles. *Quintessence Técnica*. 2003;14(2):69-78.
 25. Antonaya JL. (2013). Estudio del ángulo de cono en coronas elaboradas mediante CAD/CAM para la consecución de una retención predecible y facultativamente reversible en prótesis fija implantosoportada. Tesis Doctoral. Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.
 26. Körber KH, Blum M. Influencia de la precisión angular en la reproducibilidad de la fuerza de adherencia de las coronas cónicas. *Quintessence Técnica*. 2004;15(9):512-22.
 27. Körber KH, Blum M. Estudios experimentales sobre la influencia del tamaño de la superficie de adherencia en la fuerza de adherencia reproducible de las coronas cónicas. *Quintessence Técnica*. 2006;17(8):420-32.
 28. Longoni S, Apruzzese D, Careddu G, Sartori M, Davide R. Nuevo protocolo de coronas telescópicas para los pacientes parcialmente desdentados: Presentación de 32 casos. *Rev Int Odont Rest y Periodon*. 2005;9(5):493-99.
 29. Thams Lorey U, Rodríguez García E. Prótesis telescópica galvanoformada soportada por implantes y dientes combinados. *Rev Esp Odontoestomatol Impl*. 2001;9(3):135-47.
 30. Wirz J, Hoffmann A. Electroformación en odontología restauradora. Nuevas facetas de la prótesis biológica. Ed. Quintessence. Barcelona, 2004.
 31. Greven B, Luepke M, von Dorsche SH. Telescoping Implant Prostheses with intraoral luted galvano mesostructures to improve passive fit. *J Prosthet Dent*. 2007;98:239-44.
 32. Solimei GE, Gil FJ. Comportamiento mecánico del sistema de ajuste pasivo aurogalvánico (SPAG) para la prótesis sobre implantes dentales. *Rev Esp Odontoestomatol Impl*. 2001;9(4):209-214.
 33. Schauding A, Lehmann KM, Gente M. La precisión de ajuste de coronas primarias en función de la aleación. *Quintessence Técnica*. 2009;20(10):571-577.
 34. Geiselhöringer H, Holst A, Bergler M, Göllner M. Prótesis telescópica en dientes o implantes con Procera Overdenture Concept. Las posibilidades de la tecnología CAD/CAM. *Quintessence Técnica*. 2008;19(10):528-34.
 35. Bergler M, Holst S, Blatz MB, Eitner S, Wichmann M. CAD/CAM and telescopic technology: design options for implant-supported overdentures. *Eur J Esthet Dent*.

- 2008;3(1):66-88.
36. Abduo J, Lyons K. Rationale for the Use of CAD/CAM Technology in Implant. Prosthodontics. Int J Dent. 2013. Article ID 768121: 1-8.
 37. Salueña Berna X, Amelia Nápoles Alberro. Tecnología mecánica. Edicions UPC. Barcelona. 2000.
 38. Alonso Pérez JJ et al. Tecnología mecánica: ajustes y tolerancias, mecanismos y engranajes. Reimpresiones. 2000.
 39. Eitner S et al. Comparing bar and double-crown attachments in implant- retained prosthetic reconstruction: a follow-up investigation. Clin Oral Impl Res. 2008;19:530-7.
 40. Akin H, Coskum ME, Akin EG, Ozdemir AK. Evaluation of the attractive force of different types of new-generation magnetic attachments systems. J Prosthet Dent. 2011;105:203-7.
 41. Güngör MA, Artunç C, Sonugelen M, Toparli M. The evaluation of the removal forces on the conus crowned telescopic prostheses with the finite element analysis (FEA). J Oral Rehab. 2002;29:1069-75.
 42. Fromentin O, Lassauzay C, Nader SA, Feine J, Albuquerque RF. Testing the retention of attachmentsf or implant overdentures – validation of an original measurement system. J Oral Rehab. 2010;37: 54-62.
 43. Maeyama H et al. Retentive strength of metal copings on prefabricated abutments with five different cements. Clin Implant Dent Relat Res. 2005;7(4):229-34.
 44. Sheets JL, Wilcox C, Wilwerding T. Cement Selection for cement-retained crown technique with dental implants. J Prosthodont. 2008;17(2):92-6.
 45. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M. Parameters affecting retentive force of electroformed double-crown system. Clin Oral Invest. 2010;14:129-35.
 46. Engels J et al. Wear behavior of different double-crown systems. Clin Oral Invest. 2013;17:503-10.
 47. Bayer S et al. Telescopic crowns: extra-oral and intra-oral retention forcemeasurament – in vitro/ in vivo correlation. Gerodontol. 2012;29:340-347.
 48. Bayer S et al. Retention force measurament of telescopic crowns. Clin Oral Invest. 2010;14:607-11.
 49. Bayer S et al. Wear of double crown systems – electroplated vs. casted female part. J Appl Oral Sci. 2012;20(3):384-91.
 50. Özyemisci-Cebeci N, Yabuzyilmaz H. Comparison of the effects of friction varnish

- and electroforming on the retention of telescopic crowns. *J Prosthet Dent*. 2013;109:392-6.
51. Maeyama H et al. *Retentive strength of metal copings on prefabricated abutments with five different cements*. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7(4):229-34.
 52. Sheets JL, Wilcox C, Wilwerding T. *Cement Selection for cement-retained crown technique with dental implants*. *J Prosthodont*. 2008;17(2):92-6.
 53. Dudley JE, Richards LC, Abbott JR. *Retention of cast crown copings cemented to implant abutments*. *Austral Dent J*. 2008;53:332-9.
 54. Mansour A, Ercoli C, Graser G, Tallents R, Moss M. *Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements*. *Clin Oral Impl Res*. 2002;13:343-8.
 55. Nejatidanesh F, Savabi O, Ebrahimi M, Savabi G. *Retentiveness of implant-supported metal copings using different luting agents*. *Dent Res J*. 2012;9(1):13-8.
 56. Zidan O, Ferguson GC. *The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements*. *J Prosthet Dent*. 2003;89:565-71.
 57. Di Felice R et al. *Cementable implant crowns composed of cast superstructure frameworks luted to electroformed primary copings: an in vitro retention study*. *Clin Oral Impl Res*. 2007;18:108-13.
 58. Garg P, Gupta G, Prithviraj DR, Pujari M. *Retentiveness of Various Luting Agents Used with Implant-Supported Prostheses: A Preliminary In Vitro Study*. *Int J Prosthodont*. 2013;26:82-4.
 59. Mehl C, Harder S, Wolfart M, Kern M, Wolfart S. *Retrievability of implant-retained crowns following cementation*. *Clin Oral Impl Res*. 2008;19:1304-11.
 60. Barbosa-Rocha PV, Aguiar-Freitas M, Alves-Cunha TM. *Influence of screw Access on the retention of cement-retained implant prostheses*. *J Prosthet Dent*. 2013;109:264-68.
 61. Randi AP, Hsu AT, Verga A, Kim JJ. *Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement-retained implant-supported prosthesis*. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(4):547-56.
 62. Mundt T, Heinemann F, Golecki G, Schwahn C, Biffar R. *Retention force of*

- secondary crowns to copings after temporary cementation: the effect of crown material and luting agent.* Biomed Tech. 2010;55(6):335-40.
63. Schweitzer DM, Berg RW, Mancina GO. *A technique for retrieval of cement-retained implant-supported prostheses.* J Prosthet Dent. 2001;106:131-135.